

Kontinuierliche Bewertung psychischer Beanspruchung an informationsintensiven Arbeitsplätzen auf Basis des Elektroenzephalogramms

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor rerum naturalium (Dr. rer. nat.)
im Fach Informatik

eingereicht an der
Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
Humboldt-Universität zu Berlin

von
Dipl.-Inf. Thea Radüntz

Präsident der Humboldt-Universität zu Berlin:
Prof. Dr. Jan-Hendrik Olbertz

Dekan der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät:
Prof. Dr. Elmar Kulke

Gutachter:

1. Prof. Dr. Ing. Beate Meffert
2. Prof. Dr. rer. soc. Werner Sommer
3. Dr. rer. nat Gabriele Freude

eingereicht am: 27.08.2015

Tag der mündlichen Prüfung: 13.01.2016



*Denn es ist zuletzt doch nur der Geist,
der jede Technik lebendig macht.*

*Johann Wolfgang von Goethe
Zur Farbenlehre. Sechste Abtheilung, 914.*

Abstract

Advanced information and communication technology has fundamentally changed the working environment. Complex and highly automated systems impose high demands on employees with respect to cognitive capacity and the ability to cope with workload. Although the main goal of automation is to simplify work, employees are complaining more frequently about high mental workload and stress but also about monotonous tasks. Hence, the long-term negative consequences of inappropriate workload on employee health constitute a serious problem for a digitalized society. The registration of mental workload of employees on-site at workplaces with high cognitive demands enables preventing over- or underload. The subject of this dissertation is therefore the development, implementation and testing of a novel system for continuous assessment of mental workload at information intensive workplaces on the basis of the electroencephalogram.

This topic is elaborated in a theoretical section with a detailed presentation of the state of the art and an experimental section. In the theoretical section concepts for defining mental workload are given; furthermore, models for describing human information processing are introduced and the relevant terminology such as strain, workload, and performance is clarified.

Evaluation of an array of experiments forms the basis for the conceptual design and testing of the novel system for indexing mental workload. For the experimental series a task battery was assembled and implemented, especially suited to assessing the dimension of cognitive demands of the modern working world on the executive control. Workflow and also the amount of effort required are described for the selected tasks: n-back, Sternberg, Stroop, switch, and AOSPAN. Additionally, descriptions of the sample, the experimental set-up and procedure are included in the experimental section. The electroencephalogram with 25 channels was recorded from the subjects while performing the tasks. Subsequently, an artifact elimination was carried out, for which a new, automated, and real-time capable procedure has been developed. Segments from the electroencephalogram are classified and thusly indexed into classes of low, medium, and high workload on the basis of a likewise newly developed method, whose central element are *Dual Frequency Head Maps*.

Hence, a complete system emerges that integrates the single processing steps and satisfies the scope of this thesis: It can be applied on-site at information intensive workplaces for continuous assessment of mental workload on the basis of the electroencephalogram.

Zusammenfassung

Die Informations- und Kommunikationstechnologien haben die Arbeitswelt grundlegend verändert. Durch den Einsatz komplexer, hochautomatisierter Systeme werden an die kognitive Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit von Arbeitnehmern hohe Anforderungen gestellt. Trotz der angestrebten Vereinfachung der Arbeit klagen Beschäftigte über hohe Beanspruchung und Stress, aber auch über Monotonie der Arbeit. Fehlbeanspruchung stellt damit ein Risiko für die Gesundheit von Beschäftigten in unserer digitalisierten Gesellschaft dar. Über die Ermittlung der psychischen Beanspruchung des Menschen an Arbeitsplätzen mit hohen kognitiven Anforderungen wird es möglich, eine Über- oder Unterbeanspruchung zu vermeiden. Gegenstand der Dissertation ist deshalb die Entwicklung, Implementierung und der Test eines neuen Systems zur kontinuierlichen Bewertung psychischer Beanspruchung an informationsintensiven Arbeitsplätzen auf Basis des Elektroenzephalogramms.

Die Bearbeitung des Themas erfolgt in einem theoretischen Teil mit einer ausführlichen Darstellung des Standes der Forschung und einem experimentellen Teil. Im theoretischen Teil der Arbeit werden die Konzepte zur Definition der psychischen Beanspruchung und Modelle zur Beschreibung der menschlichen Informationsverarbeitung zusammengestellt. Außerdem werden die Begriffe Belastung, Beanspruchung und Leistung im Kontext der Arbeit erläutert.

Die Auswertung einer Reihe von Experimenten ist die Basis für die Konzeption und den Test des neuen Systems zur Indexierung der psychischen Beanspruchung. Für die Experimente wurde eine Aufgabenbatterie zusammengestellt und implementiert, die insbesondere geeignet ist, die Dimension der kognitiven Anforderungen der modernen Arbeitswelt an die exekutive Kontrolle zu erfassen. Die ausgewählten Aufgaben, N-back, Sternberg, Stroop, Switch und AOSPAN, werden in ihrem Ablauf und hinsichtlich ihrer Belastungshöhe beschrieben. Auch die Stichprobenbeschreibung, der Versuchsaufbau und -ablauf sind Bestandteil dieses experimentellen Teils. Während der Aufgabenlösung wird von den Probanden das Elektroenzephalogramm mit 25 Kanälen abgeleitet. Es folgt eine Artefakteliminierung, für die ein neues automatisch und in Echtzeit arbeitendes Verfahren entwickelt wurde. Die Klassifikation und damit die Indexierung von Segmenten des Elektroenzephalogramms in die Klassen niedriger, mittlerer oder hoher Beanspruchung erfolgt auf Basis einer ebenfalls neu entwickelten Methode, deren Grundlage *Dual Frequency Head Maps* sind.

Damit ist ein vollständiges System entstanden, das die einzelnen Verfahrensschritte integriert und die Aufgabenstellung der Arbeit erfüllt: Es kann an informationsintensiven Arbeitsplätzen eingesetzt werden, um kontinuierlich die Bewertung der psychischen Beanspruchung auf Basis des Elektroenzephalogramms vorzunehmen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Motivation	1
1.2	Beitrag der Arbeit	3
1.3	Aufbau der Arbeit	3
I	Theoretischer Teil und Stand der Forschung	5
2	Psychische Beanspruchung	7
2.1	Konzepte menschlicher Informationsverarbeitung	7
2.1.1	Modelle der menschlichen Informationsverarbeitung	7
2.1.2	Gedächtnissysteme	17
2.1.3	Exekutive Funktionen	19
2.2	Beurteilung menschlicher Informationsverarbeitung	20
2.2.1	Charakterisierung informationsintensiver Tätigkeiten	20
2.2.2	Belastung und Beanspruchung	21
2.2.3	Zusammenhang von psychischer Beanspruchung und Leistung	24
3	Bewertung von psychischer Beanspruchung	33
3.1	Subjektive Kenngrößen	33
3.2	Objektive Kenngrößen aus Verhaltens- und Leistungsmessungen	37
3.3	Objektive Kenngrößen aus physiologischen Signalen	39
3.3.1	Überblick	39
3.3.2	Kardiovaskuläre Signale	40
3.3.3	Elektroenzephalogramm	43
3.4	Grenzen bisheriger Verfahren	48
II	Empirischer Teil	51
4	Aufgabenbatterie	53
4.1	Anforderungen der Arbeitswelt und Aufgabenauswahl	53
4.2	0-back- und 2-back-Aufgabe	54
4.3	Sternberg-Aufgaben	56
4.4	Stroop-Aufgabe	57
4.5	Switch-Aufgabe	58
4.6	Automatic-Operation-Span-Aufgabe	61

5	Versuchsdurchführung und Stichprobenbeschreibung	65
5.1	Versuchsaufbau und Labor-Hardware	65
5.2	Versuchsablauf	67
5.3	Beschreibung der Stichprobe	69
6	Automatisierte EEG-Artefaktbereinigung	71
6.1	Übliche Verfahren der Artefaktelimination	71
6.2	Prinzip des neuen Verfahrens	72
6.3	Vorverarbeitung	73
6.4	Merkmalsgewinnung	75
6.4.1	Extraktion von Merkmalen	75
6.4.2	Nachbearbeitung	77
6.5	Klassifikation	79
6.5.1	Klassifikationsverfahren	79
6.5.2	Vorgehen bei der Klassifikatorberechnung	81
6.5.3	Ergebnisse	82
6.6	Diskussion	92
7	Quantifizierung psychischer Beanspruchung	95
7.1	Möglichkeiten der Indexierung	95
7.2	Subjektive Kenngrößen	96
7.3	Objektive Kenngrößen aus Leistungs- und Verhaltensdaten	99
7.4	Objektive Kenngrößen aus kardiovaskulären Signalen	101
7.5	Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm	101
7.5.1	Frequenzbandanalysen	101
7.5.2	Modifiziertes Modell von Lei	106
7.5.3	Neue Methode der <i>Dual Frequency Head Maps</i>	112
7.6	Ergebnisse und Diskussion	116
8	Neues System zur Indexierung psychischer Beanspruchung	125
8.1	Prinzip	125
8.2	Ergebnisse	127
8.3	Diskussion	129
9	Zusammenfassung	133
10	Ausblick	137

1 Einleitung

1.1 Motivation

Arbeitsplätze von heute unterscheiden sich in einem wesentlichen Punkt von früheren Arbeitsplätzen: Die Rechentechnik ist allgegenwärtig. Es existieren mittlerweile kaum Unternehmen, die nicht über einen Internetzugang bzw. Computer und Anwendersoftware verfügen. Die Arbeitsplätze werden in zunehmendem Maße von informationsintensiven Tätigkeiten geprägt [Tho06].

Die Entwicklung von Informationstechnologien und modernen Arbeitsmitteln bis hin zu hoch interaktiven Arbeitsbereichen und Assistenzsystemen ist unaufhaltsam und schafft neue Alternativen zur Vereinfachung der Arbeit und zur Vereinbarung von Erwerbs- und Privatleben. Begriffe wie „Vernetzung“, „Multimedia“ und „Home-Office“ lassen auf eine flexiblere Arbeitstätigkeit schließen. Zugleich bergen sie die Gefahr der permanenten Entgrenzung der Arbeit vom Privatleben in sich und der Überforderung der Beschäftigten, z. B. durch mangelnde Erholungsphasen.

Die Folgen für die Gesundheit und die Sicherheit am Arbeitsplatz scheinen dabei auf den ersten Blick äußerst gering zu sein, da die Informatisierung der Arbeitswelt mit einer verminderten körperlichen Belastung einhergeht und die Arbeitstätigkeiten beschleunigt und erleichtert. Dennoch klagen laut [Ran97] über 50 % der finnischen Arbeitnehmer aufgrund der immer höheren Effizienz der Rechentechnik über ständige Überbeanspruchung und Stress in psychologischer und ergonomischer Hinsicht. Weiterhin ergeben sich für die Arbeitnehmer, die in informationsintensiven Disziplinen tätig sind, Probleme durch die Informationsflut, die Redundanz und die Vielzahl der irrelevanten Informationen. Die psychische Beanspruchung steigt durch den Arbeitsplatzwandel an [KK01], [LCS03], [NIO02].

Hohe Verantwortung und Zeitdruck sowie die ständig erforderliche Aufmerksamkeit zur fehlerfreien und genauen Bewältigung komplexer informations- und wissensintensiver Tätigkeiten gelten als Auslösefaktoren für psychische Fehlbeanspruchungen und führen zu verminderter Konzentration, Unwohlsein und vermehrten Fehlern. Im Stressreport Deutschland 2012 wird berichtet, dass die Beschäftigten vor allem die geforderte Arbeitsgeschwindigkeit, Störungen und Unterbrechungen sowie die gleichzeitige Bearbeitung mehrerer Aufgaben als belastend wahrnehmen [LH12]. Gleichzeitig erfordert die Arbeit mit Informations- und Kommunikationstechnologien vermehrt ein konzeptionelles Denken und eine erhöhte Konzentrationsfähigkeit. Die hohe Informationsdichte verlangt erhebliche mentale Fähigkeiten. Diese permanent auftretende Belastung darf jedoch nicht zur Schädigung der Gesundheit führen. Das bedeutet, dass die Erkennung und Reduktion beeinträchtigender Beanspruchungsfolgen eine wichtige Forschungsaufgabe einschlägiger Disziplinen sein muss.

1 Einleitung

Andererseits wird ein zunehmender Teil der Aufgaben automatisch gelöst. Das soll zwar die Arbeit erleichtern, birgt jedoch die Gefahr einer zu simplen und zu monotonen Tätigkeit in sich, bei der der Beschäftigte lediglich eine passive Überwachungsfunktion ausübt, welche seinen mentalen Aktivierungszustand herabsetzt [PMS93], [PMM94]. Die mittelbaren Folgen sind eine ungenügende Wachsamkeit, eine erhöhte Ermüdung sowie psychische Sättigung [HR84], [DGR03], [MB08]. Tritt jedoch eine kritische Situation ein, werden vom Beschäftigten eine schnelle Entscheidung und Reaktion erwartet. Ein zu niedriges Belastungsniveau kann also genauso unangemessen wie ein zu hohes sein. Die durch die Belastung entstehende Beanspruchung ist folglich nicht zu minimieren, sondern zu optimieren.

Vor diesem Hintergrund und unter Betrachtung der langfristigen Folgen gehäufter Fehlbeanspruchung am Arbeitsplatz für die Gesundheit des Arbeitnehmers, für das Unternehmen und folglich auch für die Volkswirtschaft kann man von einem beträchtlichen Problem unserer modernen Gesellschaft sprechen. Die dabei entstehenden Kosten werden auf ca. 10 Milliarden Euro pro Jahr geschätzt [LAS02], [JSW08]. Arbeitsbedingter Stress ist laut dem *European Working Conditions Survey* [EC07] das zweitgrößte Gesundheitsproblem. Er wird mit kardiovaskulären [KPL+02] und Muskel-Skelett-Erkrankungen [HPKB00], [ABH+01] sowie mit Absentismus [HK99] in Verbindung gebracht. Laut einer Studie der Deutschen Gesellschaft für Personalführung [DGF11] mit dem Thema „Psychische Beanspruchung von Mitarbeitern und Führungskräften“ von 2/2011 gewinnen Depressionen, Suchterkrankungen und Burnout immer mehr an Bedeutung. Krankenkassenreports berichten über eine Verdoppelung von Krankschreibungen aufgrund psychischer Erkrankungen seit 1997 und von 37,7 % darauf basierender Erwerbsminderungsfälle. Die Dringlichkeit für eine Lösung des Problems manifestiert sich auch in den politischen Entscheidungen: Bayern hat als erstes Bundesland die Schaffung einer neuen Stelle für einen „Psychiatrie- und Burnout-Beauftragten“ in die Wege geleitet [Müh11].

Zusätzlich zu den negativen Folgen einer Fehlbeanspruchung für die Gesundheit der Beschäftigten nimmt die Wahrscheinlichkeit für fehlerfreies Arbeiten ab und die Gefährdung der Umwelt und anderer Personen steigt. Die Sicherheit und Qualität von Prozessen und Produkten hängt stark von der menschlichen Leistungsfähigkeit ab, weshalb der Mensch selbst einen wesentlichen Einfluss auf die Sicherheit hat [Str01].

Ausgehend von diesen Fakten ist es ein wichtiges Anliegen einschlägiger wissenschaftlicher Arbeiten, Instrumente zur frühzeitigen Erkennung und Bewertung psychischer Beanspruchung zu entwickeln. Werden diese Instrumente mit dem Prinzip einer prospektiven Arbeitsgestaltung kombiniert, kann das Ziel von beeinträchtigungsfreien Arbeitsbedingungen erreicht werden. Anhand der objektiven Beanspruchungsdiagnostik kann dann bereits während der Planung von Arbeitsplätzen überprüft werden, ob die Tätigkeit Elemente enthält, die eine Fehlbeanspruchung induzieren. Auch eine adaptive Veränderung der Belastungsintensität wäre dadurch möglich. Sie könnte z. B. darin bestehen, eine parallele Abarbeitung in eine sequenzielle zu verändern oder Kollegen zur Unterstützung anzufordern. Auch eine Veränderung der Expositionsdauer durch die Einführung von Pausen, eine geeignete Wahl des Arbeitstempas oder die Variation der Belastungsart durch den Wechsel von Aufgaben mit unterschiedlichen Anforderungen könnten eine durch die objektive Beanspruchungsdiagnostik ermittelte Überlastung wieder reduzieren.

1.2 Beitrag der Arbeit

In Anbetracht der viel diskutierten Problematik psychischer Erkrankungen als Folge von Fehlbeanspruchungen Beschäftigter soll die vorliegende Dissertation einen Beitrag zur Bestimmung und Objektivierung der psychischen Beanspruchung leisten.

Ziel ist die Entwicklung eines Diagnostiksystems zur Indexierung psychischer Beanspruchung anhand neurophysiologischer Kenngrößen. Dabei soll die Beanspruchungsdiagnostik unter besonderer Berücksichtigung verschiedener Aufgabenkomplexitäten erfolgen. Zur Erreichung dieses Ziels werden die folgenden Teilaufgaben definiert und bearbeitet:

1. Implementierung einer Aufgabenbatterie mit Aufgaben, die die kognitiven Anforderungen der modernen Arbeitswelt widerspiegeln.
2. Durchführung von Experimenten mit Versuchspersonen unterschiedlichen Alters und Geschlechts bei Variation der Aufgaben und ihrer Komplexität. Gleichzeitige Erhebung von Elektroenzephalogramm, Herz-Kreislauf-Parametern, Leistungsdaten und der subjektiv von den Probanden empfundenen Beanspruchung anhand bekannter Fragebögen.
3. Entwicklung und Implementierung einer robusten, vollautomatisierten und echtzeitfähigen Methode zur Artefaktelimination im Elektroenzephalogramm.
4. Entwicklung und Validierung eines Verfahrens zur Quantifizierung psychischer Beanspruchung aus den erhobenen subjektiven Bewertungen, den Leistungsdaten, den kardiovaskulären Kenngrößen und den Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm.
5. Konzeption und Implementierung eines kontinuierlich arbeitenden Verfahrens zur Beanspruchungsermittlung auf Basis des Elektroenzephalogramms.

1.3 Aufbau der Arbeit

Die Arbeit ist in zwei Teile unterteilt: einen theoretischen Teil und einen empirischen Teil. Der theoretische Teil besteht aus zwei Kapiteln mit den theoretischen Grundlagen für den empirischen Teil. Im Kapitel 2 werden die wichtigsten theoretischen Konzepte über die menschliche Informationsverarbeitung und ihre Bewertung bzgl. informationsintensiver Tätigkeiten vorgestellt. Dazu gehören neben Konzepten zur Informationsaufnahme, Informationswahrnehmung und Speicherung auch das Belastungs-Beanspruchungskonzept sowie der Zusammenhang von Beanspruchung und Leistung.

Kapitel 3 beschäftigt sich mit der Bestimmung der psychischen Beanspruchung. Die zur Erfassung der Beanspruchung üblichen Kenngrößen werden kategorisiert und im Einzelnen diskutiert. Die kardiovaskulären Signale und das Elektroenzephalogramm werden aufgrund ihrer Wichtigkeit für die vorliegende Dissertation im Abschnitt 3.3.2 und im Abschnitt 3.3.3 gesondert behandelt.

1 Einleitung

Der empirische Teil der Dissertation beginnt mit der Beschreibung der Implementierung einer Aufgabenbatterie, deren Schwierigkeitsgrad den kognitiven Anforderungen der modernen Arbeitswelt entspricht (Kapitel 4). Die einzelnen Aufgaben der Testbatterie werden detailliert beschrieben.

Die für die durchgeführten Experimente gewählte Versuchsanordnung, der Versuchsaufbau und die Stichprobe werden im darauf folgenden Kapitel 5 vorgestellt.

Kapitel 6 beschäftigt sich mit der neu entwickelten Methode zur automatischen Artefaktbereinigung des Elektroenzephalogramms. Nach einer kurzen Vorstellung der derzeit üblichen Verfahren zur Artefaktelimination werden die für die neue Methode verwendete *Independent Component Analysis* (ICA) sowie die verwendeten Bildverarbeitungsalgorithmen zur Merkmalsextraktion beschrieben. Schließlich werden die Ergebnisse der Artefaktbereinigung vorgestellt und diskutiert.

Die Entwicklung einer neuen Methode zur kontinuierlichen objektiven Erfassung der Beanspruchung bei der Ausführung kognitiver Aufgaben im laborexperimentellen Setting erfolgt im Kapitel 7. Ausgehend von einer Vorverarbeitung des Elektroenzephalogramms, seiner Segmentierung und Frequenzbandanalyse erfolgt die Indexierung der Beanspruchung auf Basis zweier Methoden: der von Lei [Lei11] entwickelten und hier verfeinerten Methode des *Logistic Function Model* und der neu entwickelten Methode der *Dual Frequency Head Maps*. Die Schritte ihrer Implementierung und die jeweiligen Ergebnisse werden beschrieben, gegenübergestellt und diskutiert. In die Gegenüberstellung werden auch die Verwendung subjektiver Kenngrößen, Leistungsdaten und die kardiovaskulären Kenngrößen einbezogen.

Kapitel 8 des empirischen Teils der Dissertation enthält die Vorstellung des neu entwickelten Systems zur Indexierung der psychischen Beanspruchung. Seine Testung und die damit erzielten Ergebnisse werden dargestellt und diskutiert.

Im Kapitel 9 wird der Beitrag der Dissertation zusammengefasst. Die Arbeit schließt mit einem Ausblick auf künftig notwendige Forschungsaktivitäten (Kapitel 10).

Teil I

**Theoretischer Teil
und
Stand der Forschung**

2 Psychische Beanspruchung

Ziel dieser Dissertation ist die Quantifizierung psychischer Beanspruchung bei der Ausführung von Aufgaben mit unterschiedlichen kognitiven Anforderungen. Dafür ist es vor allem wichtig, ein theoretisch begründetes Konzept zu finden, welches die psychische Beanspruchung bei der menschlichen Informationsverarbeitung beschreibt.

Disziplinen, die sich ihrem Gegenstand nach mit dem Thema Beanspruchung befassen, sind die Arbeitspsychologie und die Arbeitsmedizin. Dabei stellen die Prävention beruflich induzierter Erkrankungen, die Diagnostik von Gesundheitsschäden und die ergonomische Gestaltung von Arbeitsplätzen und -prozessen wesentliche Inhalte dieser Disziplinen dar. Eine wichtige Rolle bei all diesen Aufgaben spielt die Arbeitsphysiologie, welche sich auf die physiologischen Auswirkungen der verschiedenen Belastungen beim Menschen spezialisiert hat.

Von den genannten Disziplinen sind zahlreiche Theorien, Modelle und Konzepte für die Analyse, Bewertung und Gestaltung der Arbeit und der Arbeitsbedingungen entwickelt worden. Angesichts ihrer Fülle musste für die zu bearbeitende Fragestellung eine Auswahl getroffen werden. Im folgenden Kapitel werden die wichtigsten Konzepte, welche als *State of the Art* bezeichnet werden können, vorgestellt, und zwar im Abschnitt 2.1 die Konzepte und im Abschnitt 2.2 die Beurteilung der menschlichen Informationsverarbeitung.

2.1 Konzepte menschlicher Informationsverarbeitung

Ein wichtiger Ausgangspunkt für die Untersuchung der psychischen Beanspruchung ist die menschliche Informationsverarbeitung. Deshalb werden im Folgenden ihre theoretischen Konzepte vorgestellt und diskutiert.

2.1.1 Modelle der menschlichen Informationsverarbeitung

Angesichts des komplexen Aufgabenfeldes der vorliegenden Dissertation ist die Bearbeitung der Thematik interdisziplinär angelegt. Dabei bildet der Mensch mit seinen Voraussetzungen und den auf ihn wirkenden Anforderungen, die sich aus der beruflichen Tätigkeit ergeben, die Grundlage. Die Tatsache, dass es keine „Norm-Menschen“ gibt, hat eine Reihe von Konsequenzen. Eine besteht in dem Widerspruch, dass einerseits allgemeingültige Vorgaben zur Beanspruchung bei der Arbeit entwickelt werden sollen, andererseits die menschliche Leistungsfähigkeit aber individuell ist. Des Weiteren unterliegt jedoch auch die individuelle Leistungsfähigkeit Schwankungen, die bei der Methodenentwicklung berücksichtigt werden müssen.

Unterschieden wird bei der enormen Vielfalt der Arbeitswelt grob zwischen geistiger und körperlicher Arbeit bzw. zwischen informatorischer und energetischer Arbeit. Hier

2 Psychische Beanspruchung

ist die informatorische Arbeit von Interesse, die sich in drei Phasen unterteilen lässt: die frühen Prozesse der Informationsaufnahme, die zentralen Prozesse der Informationsverarbeitung, die durch eine intensive Verknüpfung mit Gedächtnisinhalten charakterisiert sind, und dem Prozess der Informationsausgabe (Reaktion, Handeln). Zur Beschreibung dieser Phasen der menschlichen Informationsverarbeitung gibt es in der Literatur eine Vielzahl von Modellen. Obwohl diese Modelle sehr unterschiedlich aufgebaut sind, lassen sich auch Gemeinsamkeiten finden. Abb. 2.1 zeigt ein typisches, allgemeines Stufenmodell der menschlichen Informationsverarbeitung. Die zentralen Verarbeitungseinheiten sind abhängig von einer Reihe von Faktoren, wie Konzentration, Motivation, dem Gedächtnis (Abschnitt 2.1.2) sowie den Fähigkeiten und Fertigkeiten des Individuums (Abschnitt 2.1.3).

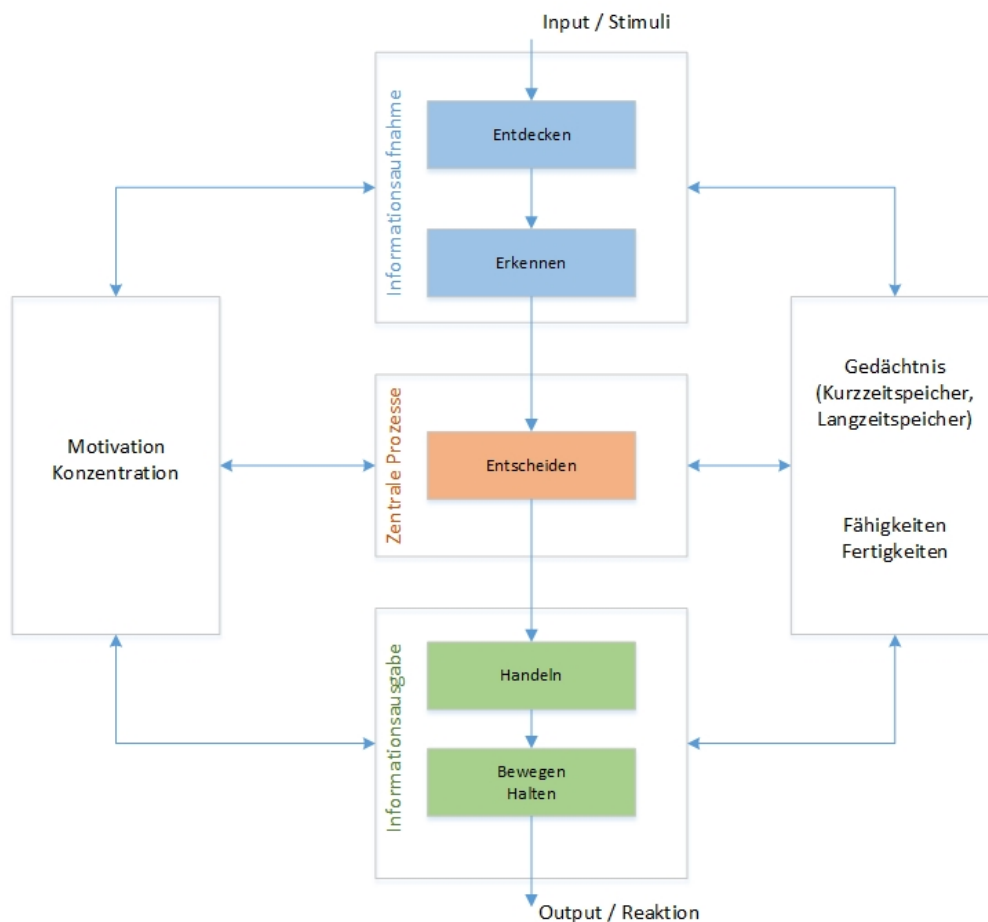


Abbildung 2.1: Allgemeines Stufenmodell der menschlichen Informationsverarbeitung

Die verschiedenen Modellvorstellungen über die menschliche Informationsverarbeitung helfen nicht nur bei der Automatisierung von Prozessen und der Gestaltung von Arbeitssystemen, sondern bieten auch einen Zugang zur Beurteilung von mentaler Arbeit,

psychischer Belastung und psychischer Beanspruchung [SBL10].

Bei der menschlichen Informationsverarbeitung stehen an erster Stelle das Entdecken, Wahrnehmen und Identifizieren von Informationen über die verschiedenen Sinnesorgane. Der sensorische Input ist folglich zunächst von den Möglichkeiten und Grenzen der Sinnesorgane bzw. der Rezeptoren sowie von der Qualität der Reize abhängig.

Den wahrgenommenen Informationen muss anschließend eine Bedeutung zugeordnet werden. Bei der menschlichen Objekterkennung zum Beispiel differenziert man zwischen Bottom-up- und Top-down-Prozessen. Erstere sind datengesteuerte, serielle Verarbeitungsprozesse, die auf den physikalischen Eigenschaften der Objekte beruhen (z. B. Farbe, Größe, Kontrast, Raumlage). Bekannte Modelle für datengesteuertes Erkennen sind das Schablonenmodell und das Pandämonium-Modell nach Selfridge. Die Top-down-Prozesse sind dagegen konzeptgesteuerte Verarbeitungsprozesse, d. h. sie werden von kognitiven Inhalten wie Erfahrung, dem Situationskontext, dem Vorwissen u. a. beeinflusst. Zwischen der Informationsaufnahme und der Reaktion des Menschen im Sinn einer Aufgabenerfüllung finden folglich verschiedene mentale Prozesse statt. Eine wichtige Rolle wird dabei dem zentralen Prozess des Entscheidens, bei dem zwischen mehreren Optionen zu wählen ist, und dem Gedächtnis zugeschrieben. Für die Transformation des wahrgenommenen Signals in eine kognitive Repräsentation und die daraufhin folgende Reaktion existieren mehrere Modellvorstellungen, welche in drei Gruppen eingeteilt werden: die sequenziellen Modelle, die Kapazitäts- bzw. Ressourcenmodelle und die kombinierten Stufen- und Ressourcenmodelle.

Sequenzielle Modelle

Die sequenziellen Modelle beruhen auf der Grundannahme, dass die Informationsverarbeitung Zeit kostet, da verschiedene Verarbeitungsstufen sequenziell durchlaufen werden. Anzahl und Art der Verarbeitungsstufen sind folglich kennzeichnend für die Leistungsvervariabilität, welche in diesem Fall über die Reaktionszeit gemessen werden kann. Innerhalb der sequenziellen Modelle werden drei Typen unterschieden: die Stufenmodelle (Subtraktionsmethode/Additionsmethode), die Kaskadenmodelle und die Regulations-ebenenmodelle.

Stufenmodelle (Subtraktionsmethode/Additionsmethode) Im Jahre 1868 unternahm Frans C. Donders [Don69] einen der ersten Versuche, die mentalen Prozesse systematisch zu erforschen. Die von ihm vorgeschlagene Subtraktionsmethode zerlegt die Informationsverarbeitung zeitlich in Stufen. Basis seiner Methode ist der strenge serielle Ablauf der einzelnen Prozesse. Dadurch addieren sich die Durchlaufzeiten der einzelnen Verarbeitungsstufen (Abb. 2.2).

Für die Entwicklung seiner Methode entwarf Donders drei Reaktionszeitaufgaben. Aufgabe A beinhaltete lediglich eine einfache Reaktionsaufgabe vom Typ „möglichst schnell auf einen Stimulus reagieren“. Aufgabe B war eine Wahlreaktionsaufgabe, d. h. sie bestand aus verschiedenen Stimuli, denen eine bestimmte Reaktionstaste zugeschrieben wird. Aufgabe C war ähnlich, es gab jedoch nur eine Reaktionstaste (z. B. wenn die linke Lampe leuchtet, dann die Taste drücken; wenn die rechte Lampe leuchtet, keine Taste

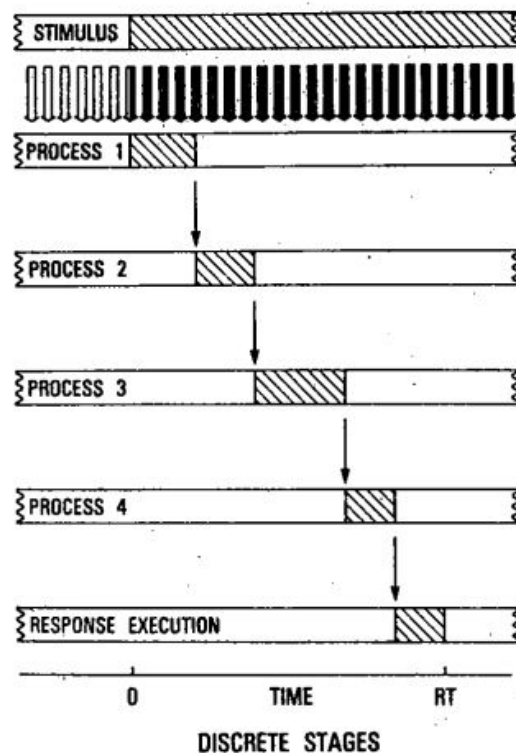


Abbildung 2.2: Stufenmodell [McC79]

drücken). Aufgabe B ist die komplexeste Aufgabe, bestehend aus den Prozessen: einfache Reaktion, Stimuluskategorisierung und Response-Auswahl. Aufgabe C beinhaltet die Prozesse einfache Reaktion und Stimuluskategorisierung. Um herauszufinden, wie viel Zeit für jeden der seriell nacheinander ablaufenden Prozesse benötigt wird, braucht man nur die Aufgaben wie folgt zu vergleichen:

- Einfache Reaktion = A
- Stimulus Kategorisierung = C - A
- Response-Auswahl = B - C

Ähnlich wie die Subtraktionsmethode von Donders basiert auch die Additionsmethode nach Sternberg [Ste69] auf Verarbeitungsstufen als elementare Transformationsprozesse. Dabei unterscheidet er vier sequenzielle Stufen: Stimuluscodierung, serieller Vergleich, binäre Entscheidung sowie Übersetzung und Responseorganisation. Experimentell untersucht er den Einfluss verschiedener Parameter auf diese Stufen (z. B. Lesbarkeit des Stimulus oder Anzahl der Vergleiche), indem er diese verändert und die Reaktionszeiten misst (vergleiche auch Sternberg-Aufgabe im Kapitel 4).

Kaskadenmodelle Im Gegensatz zu den Stufenmodellen, in denen der Prozess $n + 1$ erst dann beginnen kann, wenn der vorherige Prozess n vollständig beendet ist, laufen bei den Kaskadenmodellen mehrere Prozesse gleichzeitig ab und sind als einfaches Netzwerk miteinander verknüpft (Abb. 2.3). Die gleichzeitige Inanspruchnahme einer Ressource von verschiedenen Prozessen ist dabei nicht ausgeschlossen, wodurch das Kaskadenmodell auch als ein Übergang von den Stufen- zu den Kapazitätsmodellen gesehen werden kann.

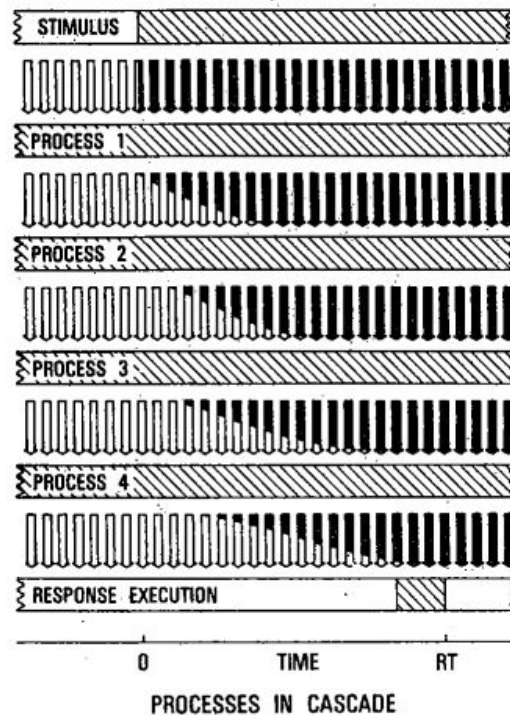


Abbildung 2.3: Kaskadenmodell [McC79]

Regulationsebenenmodelle Bei den Regulationsebenenmodellen werden verschiedene Abstraktionsebenen (sog. Regulationsebenen) unterschieden, in denen sich bewusste und unbewusste Prozesse abspielen können. Ähnlich wie bei den Kaskadenmodellen kann die Informationsverarbeitung hier simultan auf mehreren Ebenen ablaufen. Die Prozesse innerhalb der einzelnen Ebenen laufen jedoch sequenziell ab. Das bekannteste Modell stammt von Newell [New90], [New92]. Es definiert vier Bänder der menschlichen Informationsverarbeitung. Das biologische Band umfasst die neuronalen Faktoren. Das kognitive Band enthält die automatisierten und nicht bewusstseinsgesteuerten Prozesse, ihre sequenzielle Zusammensetzung, die dadurch entstehenden einfachen Operationen und schließlich ihre Kombination zu Einheitsaufgaben. Das rationale Band befasst sich mit bewussten und zielorientierten Schlussfolgerungsprozessen und das soziale Band mit

2 Psychische Beanspruchung

der zwischenmenschlichen Informationsübertragung.

Das Modell der Regulation von Arbeitstätigkeiten von Hacker [Hac05] ist strukturell ähnlich aufgebaut, und auch Rasmussen [Ras83] definiert drei Regulationsebenen (Abb. 2.4).

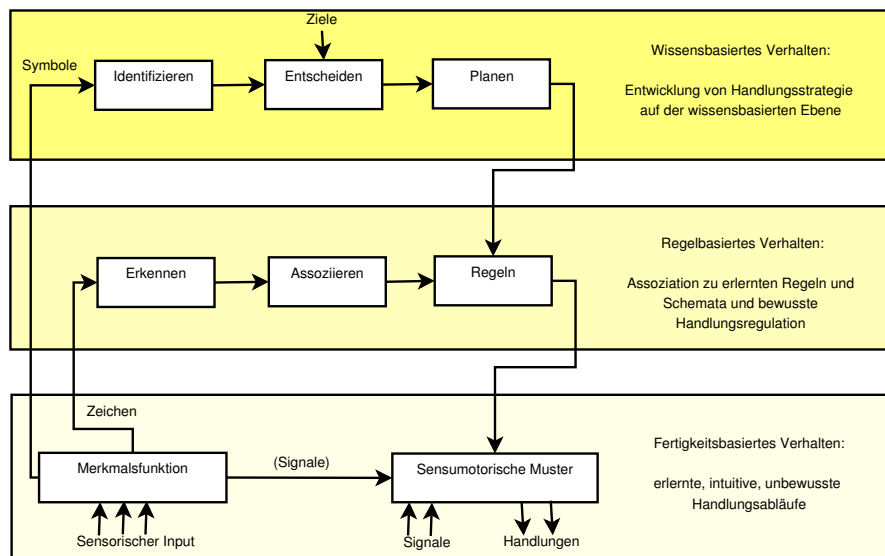


Abbildung 2.4: Regulationsebenenmodell nach [Ras83]

Kapazitätsmodelle

Die Kapazitätsmodelle (auch Ressourcenmodelle genannt) beruhen auf der Grundannahme, dass die kognitiven Ressourcen, die für die Informationsverarbeitung zur Verfügung stehen, begrenzt sind. Sie stellen damit die Regulation des damit verbundenen Kapazitätseinsatzes ins Zentrum [Kah73]. Mit diesen Modellen kann ein messtheoretischer Ansatz für die Registrierung der Beanspruchung bei informatorischer Arbeit definiert werden. Die Modelle enthalten keine Angaben über den zeitlichen Verlauf, sondern stellen den Energieverbrauch, der für die Informationsverarbeitung benötigt wird, in den Mittelpunkt. Unterschieden wird zwischen eindimensionalen und multiplen Ressourcenmodellen. Zu den eindimensionalen gehören aktivierungstheoretische und aufmerksamkeitstheoretische Konzepte. Der Vollständigkeit halber sei an dieser Stelle noch erwähnt, dass nach [Waa96], [Hoc86] eine kompensierende Ressource existiert, die als *effort* bezeichnet wird. Sie ist dann aktiv, wenn aufmerksamkeitsbeanspruchende Tätigkeiten ausgeführt werden (*task-related effort*) oder der Zustand des Operators (d. h. eine ein System bedienende Person) zu stark von dem optimalen Zustand abweicht (*state-related effort*). Mit diesem Mechanismus kann Stressoren entgegengewirkt werden (Abschnitt 2.2.3).

Aktivierungstheoretische Konzepte Bei den aktivierungstheoretischen Konzepten geht es vor allem um die mit der Informationsverarbeitung verbundene Anstrengungsregulation. Auslöser ist meistens ein Reizsignal, wobei der Output selbst ebenfalls als ein

neues Reizsignal fungieren kann. Die Wahrnehmung des Reizsignals hängt dabei von der aktuellen Aufmerksamkeit ab und die Qualität der Verarbeitung und des Outputs von der momentanen Aktivierung. Geregelt werden die Aufmerksamkeit und die Aktivierung der notwendigen physiologischen Systeme von einer zentralen Ressource, die individuell bestimmt ist, aber auch von äußeren Faktoren wie Müdigkeit, Monotonie oder Motivation abhängen kann. So kann z. B. die Gegenüberstellung der zur Aufgabenerfüllung erbrachten Leistung und der noch verfügbaren Kapazitäten im Negativfall zu einer Erhöhung der psychophysischen Aktivierung (*arousal*) und somit auch der Anstrengung führen [Kah73].

Das Ausmaß dieser psychophysischen Aktivierung geht mit den „Kosten“ der Informationsverarbeitung einher und bildet damit die psychische Beanspruchung ab. Der Arousalmechanismus soll im Idealfall zu einer Kapazitätssteigerung und damit zu einer Leistungsmaximierung führen. Bei nicht genügend Ressourcen kann es jedoch vorkommen, dass trotz Arousalsteigerung ein Leistungsabfall erfolgt (vgl. [PM75]). Indikatoren für die Aktiviertheit können aus Parametern des sympathischen Nervensystems gewonnen (z. B. Herzschlagfrequenz, Blutdruck, Lidschlussfrequenz, Pupillendurchmesser) bzw. subjektiv ermittelt werden (vgl. Kapitel 3). Das aktivierungstheoretische Konzept ist also gut geeignet zur einfachen Erklärung des Zusammenhangs zwischen dem Informationsverarbeitungsprozess und den physiologischen Indikatoren und damit auch zur Legitimation physiologischer Untersuchungen für die Messung der psychischen Beanspruchung bei informatorischer Arbeit.

Aufmerksamkeitstheoretische Konzepte Bei den aufmerksamkeitstheoretischen Konzepten stellt sich die psychische Beanspruchung als ein Kapazitätsproblem dar. Die begrenzte, unspezifische Ressource des Informationsverarbeitungssystems wird nämlich bei den aufeinander folgenden Verarbeitungsstufen durch die aufgebrachte Anstrengung in Anspruch genommen. Die psychische Beanspruchung ist das Resultat der Ressourcenauslastung. Das von Wickens und Hollands 1999 [WH99] entwickelte Modell (Abb. 2.5) veranschaulicht die Einwirkung der Ressource Aufmerksamkeit auf die einzelnen Verarbeitungsstufen und integriert auch das Arbeits- und Langzeitgedächtnis.

Die Verteilung der Ressource unter den Prozessen wird mit dem Begriff *allocation policy* und der Leistungsabfall, der sich bei einem Mangel an Kapazität bemerkbar macht, mit *graceful degradation* bezeichnet. Dabei werden zwei Arten von Prozessen unterschieden: kontrollierte Prozesse und automatisierte Prozesse. Letztere sind lediglich von der Qualität des Reizes abhängig, behindern die Ausführung anderer Prozesse nicht und werden selbst auch nicht von der Ausführung der anderen Prozesse beeinflusst. Sie laufen automatisiert ab, egal ob die Aufmerksamkeit auf sie gerichtet ist oder nicht, und werden als datenlimitiert bezeichnet. Wenn hingegen die Menge der Verarbeitungsressourcen zu einer Leistungsbeeinträchtigung führt, handelt es sich um einen kontrollierten Prozess, der ressourcenlimitiert ist, d. h. er beansprucht ein Mindestmaß an Ressourcen und interferiert mit anderen gleichzeitig ablaufenden Prozessen. Eine veränderte Leistung ist damit ein Indikator für die Ressourcenbeanspruchung und kann mit der *Performance Operating Characteristic* (POC) dargestellt werden. In Abbildung 2.6 ist der einfachste Fall dargestellt, bei dem lediglich zwei Prozesse auf die gleiche Ressource zugreifen. Eine

2 Psychische Beanspruchung

ähnliche Kurve kann auch für mehrere Prozesse erstellt werden. Damit eignen sich aufmerksamkeits-theoretische Konzepte sehr gut, um die Interferenzeffekte bei Doppel- bzw. Mehrfachaufgaben zu erklären und die psychische Beanspruchung durch eine ähnliche Zweitaufgabe zu ermitteln (Abschnitt 3.2). Denn je höher die Leistung bei der Zweitaufgabe ist, desto geringer sind die Ressourcen, die von der Erstaufgabe beansprucht werden.

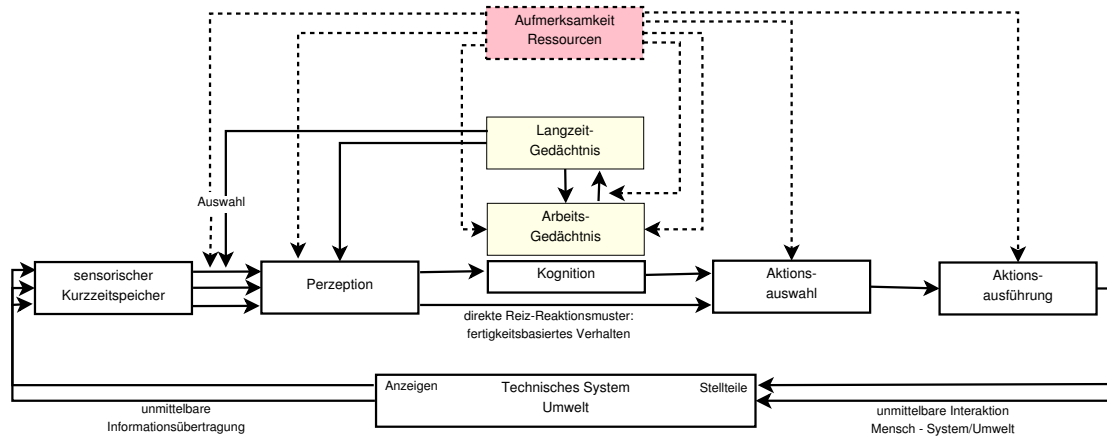


Abbildung 2.5: Informationsverarbeitungsmodell nach [WH99]

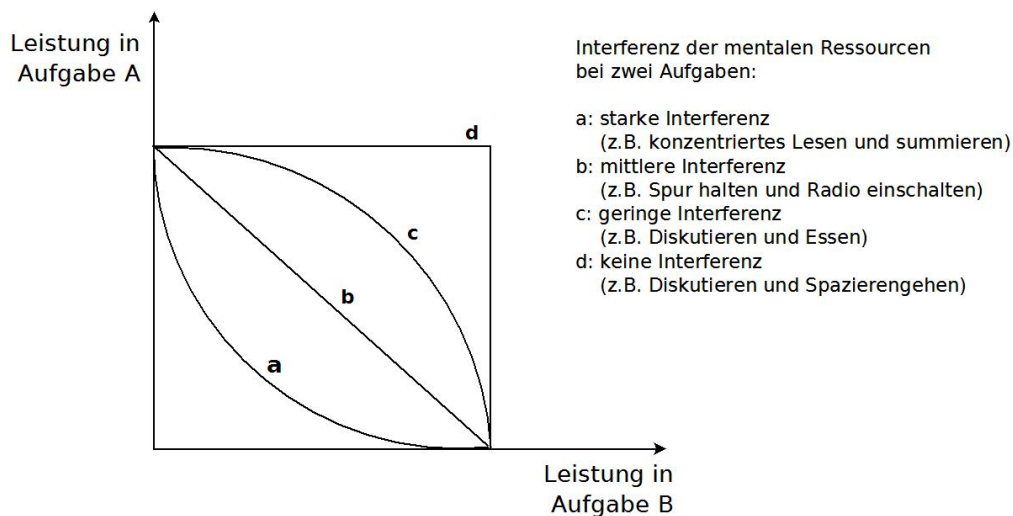


Abbildung 2.6: Performance Operating Characteristic

Multiple Ressourcenmodelle Die sich aus den einfachen Ressourcenmodellen erklärende Leistungsreduktion bei Doppelaufgaben aufgrund einer begrenzten Kapazität ist jedoch bei Mehrfachaufgaben nicht immer zu beobachten. So sind zum Beispiel keine Interferenzen zu beobachten, wenn die Anforderungen der Aufgaben sich stark von ein-

ander unterscheiden. Abhilfe schafft die Theorie der Multiplen Ressourcen [WH99], die davon ausgeht, dass es nicht nur eine zentrale Ressourcenquelle gibt, sondern mehrere Kapazitäten, die in drei Dimensionen unterschieden werden können, nämlich nach den Verarbeitungsstufen, nach den sensorischen Modalitäten und nach Verarbeitungs-codes (Abb. 2.7).

So scheinen perzeptuelle und zentrale Verarbeitungsprozesse auf die gleichen Ressourcen zuzugreifen, während die Reaktionsauswahl und -ausführung andere Ressourcen beansprucht. In [Isr80] zeigt Israel, dass die Erhöhung der Schwierigkeit der Reaktion keinen Einfluss auf die Leistung bei einer Zweitaufgabe perzeptueller Art hat.

Auch die Verteilung der Aufmerksamkeit zwischen zwei verschiedenen Wahrnehmungs-

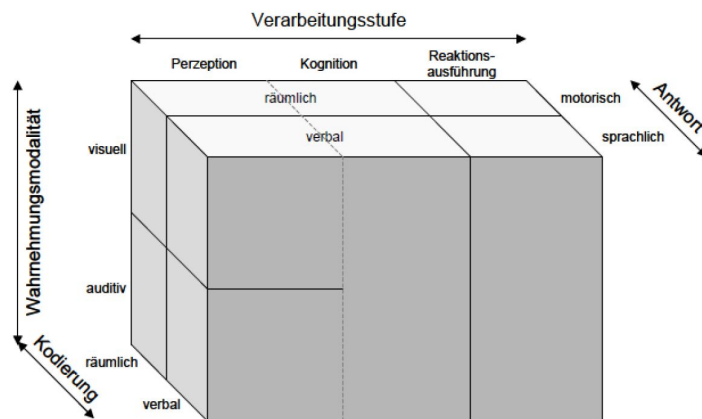


Abbildung 2.7: Multiples Ressourcenmodell nach [WH99]

kanälen (bimodal, z. B. visuell und auditiv) ist unter Kapazitätsgesichtspunkten offensichtlich besser als intramodales *time sharing*. Untersuchungen, die das belegen, sind u.a. bei Treisman und Davies [TD73] und Trouvain und Schlick [TS06], [TS07] zu finden.

Ebenso ist die funktionale Spezialisierung der Hirnhemisphären für die Trennung von räumlichen und verbalen Ressourcen verantwortlich und damit erklärend für das gleichzeitige Ausführen manueller Reaktionen (räumlich codiert und damit rechtshemisphärisch) und vokaler Äußerungen (verbal codiert und damit linkshemisphärisch).

Interferenzen bei der simultanen Ausführung von Gedächtnis- und Rechenaufgaben können also mit dem Modell gut erklärt werden (es werden gemeinsame kognitive Ressourcen beansprucht), genauso wie das unproblematische Ausführen einer Handbewegung bei der Lösung einer Rechenaufgabe bzw. im Gegensatz dazu die stärkere Störung beim simultanen Betätigen eines Schalters durch die andere Hand (Inanspruchnahme motorischer Ressourcen durch beide). Erklären lassen sich damit auch übungsabhängige Leistungsverbesserungen bei Doppelaufgaben, die als Abbau der Inanspruchnahme gleicher Ressourcen zu werten sind.

Kombiniertes Stufen- und Ressourcenmodell

Sanders [San83] kombiniert Stufen- und Ressourcenmodell (Abb. 2.8). Er versucht dabei, die aus der Ressourcentheorie stammenden energetischen Konzepte mit den Stufentheorien in Einklang zu bringen und erklärt, wie der energetische Zustand eines Systems die einzelnen Stufen der Verarbeitung beeinflusst. Dabei werden die Stufen der Informationsaufnahme und -strukturierung durch das Arousalssystem beeinflusst und die Stufen der Entscheidung und der Motorik durch das Aktivierungssystem.

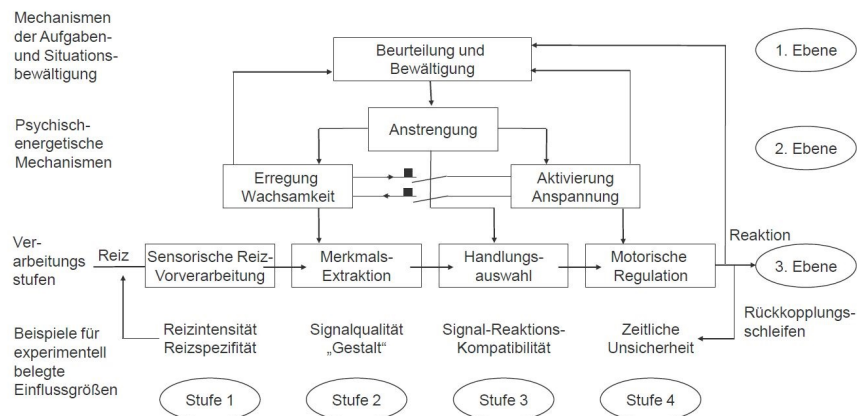


Abbildung 2.8: Kombiniertes Stufen- und Ressourcenmodell nach [San83]

Threaded Cognition

Eine interessante Theorie, die sich mit der Fähigkeit der menschlichen Kognition, mehrere konkurrierende Aufgaben durchzuführen und zu verwalten, beschäftigt, ist die sogenannte *Threaded Cognition* von [ST08]. Sie beruht auf verschiedenen bereits bekannten Theorien, welche sie in ein ComputermodeLL integriert. Kennzeichen sind der Verzicht auf eine übergeordnete Kontrollinstanz (Homunkulus), folglich eine allgemeingültige Modellierung und Simulation menschlichen Handelns, sowie die daraus resultierende Prädiktion kognitiver Verarbeitungszeit und von Verhalten. Die menschliche Verarbeitung basiert hierbei auf der Interaktion autonomer Prozessstränge (*threads*) und deren Konjunktion mit der Allokation von Ressourcen und mit Konfliktlösungsstrategien.

Das Modell bedient sich dabei Repräsentationen und Mechanismen der kognitiven Architektur ACT-R (*Adaptive Control of Thought-Rational*) [AL98]. So besteht es aus einer Reihe von Modulen bzw. menschlichen Verarbeitungsressourcen, wie z. B. Wahrnehmungsressourcen (Inputmodule), motorischen Ressourcen (Outputmodule) und kognitiven Ressourcen (Verarbeitungsmodule). Letztere untergliedern sich in eine prozedurale und eine deklarative Ressource. Die deklarative Ressource des Modells besteht aus Faktenwissen, wie z. B. Begriffe, Aussagen, Erinnerungen und Erfahrungen. Die prozedurale Ressource des Modells hingegen beinhaltet Regeln, die zur Ausführung einzelner Hand-

lungsabläufe herangezogen werden und Aktionen auslösen. Dieses prozedurale Wissen muss durch Übung und Wiederholung erworben werden. Darüber hinaus verfügt jedes Modul über einen Puffer, in welchem der aktuelle Zustandswert der Ressource bzw. ihre Ergebnisse abgelegt werden können.

Um ein Ziel zu erreichen, werden die in der prozeduralen Ressource hinterlegten Regeln in Abhängigkeit zu dem vorliegenden Inhalt des relevanten Puffers durchsucht, die passendste ausgewählt und angewandt. Diese bestimmt das weitere Vorgehen bzw. die Aktion des Outputmoduls. Verschiedene Prozesse können dabei parallel abgehandelt werden. Verarbeitungskonflikte entstehen, wenn mehrere Prozesse gleichzeitig auf dieselbe Ressource zugreifen wollen. Priorisierungsmechanismen im Modell steuern die Konfliktlösung, indem sie bestimmten Prozessen den Zugriff auf die Ressource erlauben und konkurrierende Prozesse in den Wartezustand schicken. Für eine detaillierte Beschreibung des Computermodells sei auf [ST11] verwiesen.

2.1.2 Gedächtnissysteme

Das menschliche Gedächtnis besitzt beachtliche Stärken als umfangreicher Speicher für Wörter, Bilder, Fakten und Kenntnisse, weist aber unter Umständen auch schwerwiegende Schwächen auf (wie z. B. Vergessen relevanter Information, Reihenfolgevertauschung etc.) und stellt damit den wichtigsten Engpass der menschlichen Informationsverarbeitung dar. Bereits im 19. Jahrhundert definierte James [Jam90] das primäre Gedächtnis, welches in neueren Theorien als Arbeitsspeicher bezeichnet wird, um seine Bedeutung bei der Informationsverarbeitung zu betonen. Dieses ist zeitlich und im Umfang deutlich beschränkt verglichen mit dem sekundären Gedächtnis, welches als praktisch unbegrenzt gilt. Im Allgemeinen werden heute drei Speichersysteme unterschieden: das sensorische Register (Ultrakurzzeitgedächtnis), das Kurzzeitgedächtnis (Arbeitsspeicher) und das Langzeitgedächtnis (Abb. 2.9). Auf diese wird im Folgenden eingegangen.

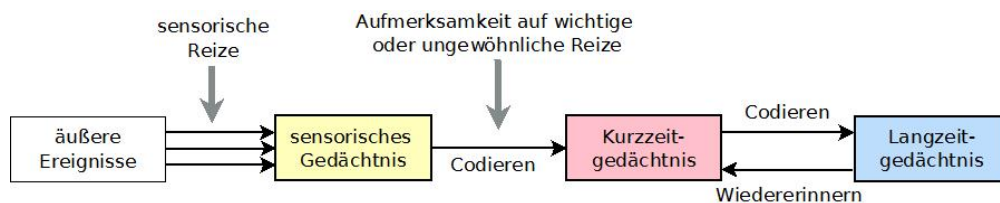


Abbildung 2.9: Gedächtnissysteme [BC04]

Sensorischer Speicher Das genaue und vollständige Bild der Realität, so wie es von den Sinnesorganen erfasst wird, wird im sensorischen Speicher abgelegt. Die Speicherung ist von der Wahrnehmungsmodalität abhängig und sehr kurz (visuell ca. 200 ms, auditiv ca. 1500 ms). Der Verfallsprozess ist durch eine Exponentialfunktion beschreibbar. Die Speicherung der Informationen erfolgt in unterschiedlichen Formaten, abhängig von der Art des Stimulus (auditiv vs. visuell). Wickens [Wic84] definierte fünf verschiedene Arten der Stimuluscodierung (Abb. 2.10). Beim sensorischen Speicher wird die Repräsentation der Rohdaten auditiver Stimuli als echoisch codiert. Die Repräsentation der Rohdaten

visueller Stimuli wird hingegen als ikonisch codiert. Im Arbeitsspeicher können diese dann phonetisch oder visuell codiert werden, im Langzeitgedächtnis semantisch. Dabei brauchen die Codes im Arbeitsspeicher nicht unbedingt analog zur Stimulusmodalität zu sein, d. h. ein visuell dargebotener Buchstabe kann phonetisch codiert sein. Die Codierung trägt dazu bei, dass die Darstellung der Stimuli kurzzeitig verlängert wird. Diese Darstellung erfolgt unbewusst sowie datenlimitiert.

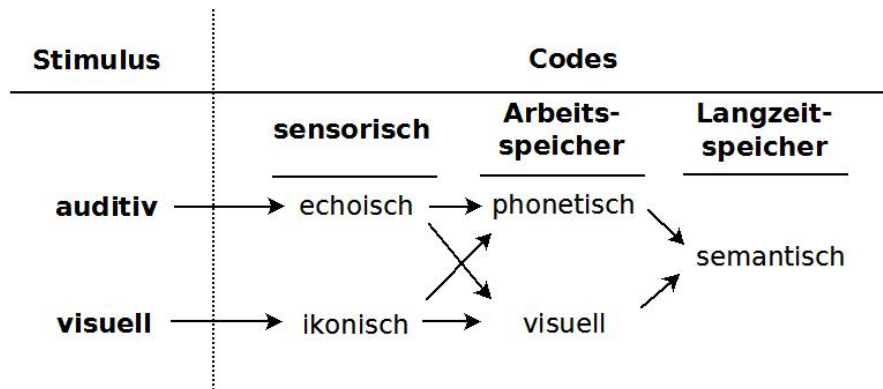


Abbildung 2.10: Die fünf Codes des Gedächtnisses nach [Wic84]

Kurzzeitspeicher Im Kurzzeitspeicher befindet sich die symbolische Repräsentation von Ereignissen. Der Kurzzeitspeicher dient primär dazu, Informationen aus dem Langzeitgedächtnis für die höheren kognitiven Prozesse zur Verfügung zu stellen und wird auch als Arbeitsgedächtnis bezeichnet. Zeitlich und auch im Umfang ist er jedoch ziemlich beschränkt und die Menge an Informationen, die er enthalten kann, wird mit der Gedächtnisspanne beschrieben. Die Anzahl der maximal erfassbaren *Items* bzw. *Chunks* beträgt laut Miller [Mil56] im Allgemeinen 7 ± 2 . Neuere Theorien sprechen jedoch von einer kleineren Maximalzahl. Ein *Chunk* kann ein Buchstabe, eine Zahl oder ein Wort sein (z. B. sind die Buchstaben FFT für einige Menschen ein *Chunk*, für andere jedoch stellen sie drei *Chunks* dar). Es gibt verschiedene Mechanismen, um die Beschränkungen des Arbeitsgedächtnisses zu umgehen, wie das Wiederholen (*rehearsal*) auf der Basis von phonetischen oder visuellen Codes, das Zusammenfügen von Ziffern zu Dreiergruppen oder eine Gruppierung nach Bedeutungen (*parsing*). Wenn jedoch eine neue Aktivität die Gedächtnisspur durch eine Interferenz zerstört (z. B. das Wiederholen der Buchstaben wird durch die Erledigung einer anderen Aufgabe unmöglich gemacht), werden die älteren Informationen aus dem Arbeitsspeicher verdrängt.

Langzeitspeicher Das Langzeitgedächtnis ist die umfangreichste Komponente des Gedächtnissystems, dafür aber auch die ungenaueste. Wie effizient Informationen im Langzeitspeicher abgelegt sind, hängt sehr stark davon ab, wie tief ihre Verarbeitung war. Sind die Informationen jedoch einmal ins Langzeitgedächtnis gelangt, so sind die Schwächen des Kurzzeitgedächtnisses irrelevant und können gut kompensiert werden. Dabei wird unterschieden zwischen Ereignissen, die gerade stattgefunden haben und folglich direkt und sofort abgerufen werden können, und Ereignissen, die lange zurück

liegen und nur langsam und unter Anstrengung zugänglich sind. Des Weiteren existiert auch die Unterteilung in ein episodisches und semantisches Gedächtnis. Ersteres enthält autobiographische Informationen aus dem Leben, das andere speichert Wissensbausteine.

2.1.3 Exekutive Funktionen

Von verschiedenen Autoren werden im Zusammenhang mit exekutiven Funktionen Prozesse aufgezählt, so wie es auch für die übergreifenden Begriffe Aufmerksamkeit und Gedächtnis weitgehend gemacht wird [Goe07]. Darunter werden handlungsassoziierte Funktionen, Planung, logisches Denken und aufmerksambasierte kognitive Prozesse zusammengefasst und mit intentionaler Verarbeitung und Handlung (Volition) in Verbindung gebracht. Ausnahmslos akzeptiert ist, dass es sich um komplexe, nicht-routinierte bzw. nicht automatisierte Prozesse handelt, die in hohem Maße vom Arbeitsgedächtnis abhängig sind. Nach dem theoretischen Mehrkomponentenmodell von Baddeley und Hitch [BH74] erfordern sie die Aktivität der zentralen Exekutiven bzw. nach dem Modell zur Aufmerksamkeitskontrolle von Norman und Shallice [NS86] die Aktivität des *Supervisory Attentional Systems* (SAS). Sowohl die zentrale Exekutive wie auch das SAS haben begrenzte Ressourcen und können Handlungen kontrollieren.

Baddeley und Hitch definierten das Arbeitsgedächtnis als ein System mit begrenzter Kapazität, das für die temporäre Speicherung und Verarbeitung von Information verantwortlich ist. Es besteht aus drei Komponenten: die zentrale Exekutive als übergeordnetes Kontrollsystem, welches die beiden untergeordneten „Sklavensysteme“ überwacht und koordiniert. Diese Sklavensysteme sind für die Speicherung und Aufrechterhaltung der Information verantwortlich. Visuell-räumliche Information wird in dem „räumlich-visuellen Notizblock“ abgelegt, verbal-phonologische Information in der „phonologischen Schleife“. Beide Subsysteme bestehen aus einem passiven Kurzzeitspeicher und einem aktiven Rehearsal-Mechanismus, der durch Wiederholung die abgespeicherte Information aufrechterhält. Zusätzlich führte Baddeley im Jahr 2000 eine vierte Komponente ein, den episodischen Speicher, welcher unter dem Einwirken der zentralen Exekutiven für das Herstellen der Verbindung zwischen dem Langzeitgedächtnis und den Sklavensystemen verantwortlich ist [Goe07], [Bad00].

Die Theorie von Norman und Shallice geht davon aus, dass jede bekannte Handlung als ein Schema gespeichert ist, welches durch entsprechende Stimuli aktiviert wird und dann in vorprogrammierter Weise abläuft. Das dafür verantwortliche System heißt *Contention Scheduling* (CS). Anders verhält es sich bei Aufgaben, die neu, unbekannt oder gefährlich sind, und Planung, Entscheidung oder Fehlersuche beinhalten. Diese erfordern kontrollierte Handlungen und Aufmerksamkeit, für die das SAS verantwortlich ist. Dieses kontrolliert Handlungen durch die Selektion bereits vorhandener Schemata [NS86]. Wird ein Prozess also durch einen externen Reiz angestoßen und läuft automatisiert ab, spricht man von einem Bottom-up-Prozess bzw. von exogener Kontrolle. Greift hingegen eine interne Kontrollinstanz ein, spricht man von endogener Kontrolle bzw. von einem Top-down-Prozess. Dieser endogen kontrollierte Modus ist kapazitätsbegrenzt. Neue Verarbeitungsprozesse lassen sich jedoch mit zunehmender Übung mehr und mehr automatisieren [Kie03].

Die drei häufig postulierten exekutiven Funktionen, welche bei nicht automatisierten Prozessen gebraucht werden und in einer faktorenanalytischen Untersuchung als statistisch unabhängig voneinander geprüft wurden [MFE⁺00], sind:

- *updating*, d. h. die Aufrechterhaltung und Aktualisierung von Informationen im Arbeitsgedächtnis
- *inhibition*, d. h. die Unterdrückung spontaner, automatischer Reaktionen
- *shifting*, d. h. das Wechseln zwischen mehreren Aufgaben oder Operationen.

Die Aufrechterhaltung und Aktualisierung von Informationen im Arbeitsgedächtnis ermöglichen das Aktivieren von Plänen und Instruktionen und ihre Verknüpfung mit mentalen Prognosen. So kann die Gegenwart in Beziehung zur Vergangenheit oder aber auch zur Zukunft gesetzt und Handlungen auf Basis dieser Informationen gezielt ausgeführt werden. Auch die Bewältigung mehrerer Aufgaben gleichzeitig ist dadurch möglich [Stö12].

Die Inhibition kennzeichnet die Fähigkeit des Menschen, seine Handlungen zu wählen und zu kontrollieren. Obwohl diese Fähigkeit mit dem Arbeitsgedächtnis korreliert, bildet sie eine eigenständige Funktion. Sie wird assoziiert mit Disziplin (z. B. eine Tätigkeit konsequent auszuführen), aber auch mit der Befähigung, von einer Routine in eine andere Tätigkeit zu wechseln. Ferner befähigt sie zu selektiver, fokussierter und anhaltender Aufmerksamkeit [Stö12].

Die kognitive Flexibilität bzw. das *shifting* basiert auf der Inhibition von Reizen, aber auch auf der Kapazität des Arbeitsgedächtnisses. Sie beschreibt die Fähigkeit, sich schnell auf neue Situationen und Anforderungen einzustellen [Stö12].

2.2 Beurteilung menschlicher Informationsverarbeitung

2.2.1 Charakterisierung informationsintensiver Tätigkeiten

In der u. a. von Shannon begründeten Informationstheorie ist es meistens ein technisches System, welches Informationen in Form von Signalen verarbeitet. Aber auch der Mensch selber kann als „System“ angesehen werden, das Signale (Stimuli, Ereignisse, Informationen) aus der Umgebung detektiert und verarbeitet. So muss z. B. ein Autofahrer Informationen eines Navigationssystems vom Display aufnehmen, Verkehrszeichen beachten, auf andere Verkehrsteilnehmer acht geben und akustische Signale interpretieren.

Wenn es darum geht, die Anforderungen an die Informationsverarbeitung zu quantifizieren, müssen alle möglichen Umgebungsstimuli betrachtet werden. Diese können aus verschiedenen Quellen stammen und verschiedene Ausprägungen haben, z. B. gedämpft oder intensiv. Haase et al. [HJF⁺10] definieren fünf Faktoren, die das Anpassungsvermögen von Individuen an ihre Umgebung beschreiben. Die Fähigkeit der Individuen, Umweltstimuli aus diesen fünf Dimensionen zu verarbeiten, projizieren sie auf die Arbeitsumgebung. Sie folgern, dass Berufstätigkeiten sich ebenfalls in diesen fünf Dimensionen

unterscheiden. Demnach können die verschiedenen Charakteristiken von Tätigkeiten in den folgenden Dimensionen quantifiziert werden:

- Informationslast: Menge der simultan oder schnell hintereinander präsentierten Information
- Zwischenmenschliche Last: zwischenmenschliche Interaktion, wie z. B. Publikumsverkehr bzw. die Notwendigkeit, andere zu bedienen
- Abwechslungslast: stark fluktuierende Umgebungsinputs (schwankend, variabel, veränderlich)
- Aktivitätsstruktur: Bedienung oder Strukturierung verschiedener Aktivitätstypen und Aktivitätssequenzen
- Zeitstruktur: Bedienung oder Strukturierung von Aktivitäten in einer zeitlichen Sequenz

So erfordern beispielsweise Tätigkeiten eines Fluglotsen die visuelle Verarbeitung von intellektueller, nicht personenbezogener Information, während die Tätigkeit eines Psychotherapeuten sich im Bereich der hohen interpersonellen Anforderungen bewegt. Börsenmakler wiederum müssen Anforderungen von schnell wechselnder Information meistern, während z. B. Bauleiter mit der zeitlichen und aktivitätsspezifischen Planung von Sequenzen konfrontiert sind [HJF⁺10]. Die Erhebung von Haase et al. verfolgte das Ziel, 42 Berufe anhand dieser fünf Dimensionen zu klassifizieren. Die Bewertung sollte dabei unabhängig gegenüber kulturellen Einflüssen und Unterschieden sein und erfolgte daher in zwei Ländern, nämlich in Portugal und den U.S.A.. Dabei wurden 375 Universitätsstudenten um eine Bewertung der Berufe in den oben erwähnten fünf Dimensionen gebeten. Ferner sollte der Zusammenhang zwischen den Skalenwerten und berufsrelevanten Kriterien, wie Gehalt und Bildungsstand aus dem O*NET (*U.S. Department of Labor*), ermittelt werden.

Die Ergebnisse zeigen eine klare Unterscheidung der 42 Berufe über den fünf Dimensionen (Abb. 2.11) und einen deutlichen Zusammenhang zwischen Gehalt, Bildungsstand und erhöhten Arbeitsanforderungen. Die Stärke dieses Zusammenhangs variiert indes innerhalb der Dimensionen. Die zwischenmenschliche Last ist bei den sozialen Berufen am stärksten ausgeprägt, am schwächsten hingegen bei den praxisnahen Berufen. Berufe in der Forschung wurden dagegen als informationsintensiv und abwechslungsreich bewertet, während praxisnahe und klassische Berufe in diesen zwei Dimensionen relativ niedrig eingestuft worden sind. Die Bewertungen der portugiesischen und amerikanischen Studenten fallen ähnlich aus für die Dimensionen Informationslast, zwischenmenschliche Last und Abwechslungslast. Eine größere Variabilität zwischen den beiden Kulturgruppen zeigt jedoch die Bewertung der Aktivitätsstruktur und der Zeitstruktur.

2.2.2 Belastung und Beanspruchung

Der Begriff Belastung (*stress*) und der anfangs synonym verwendete Begriff Beanspruchung (*strain*) haben, wie in [Fen08] und [Sch87] ausgeführt, ihren Ursprung in der

Table 1
Magnitude-estimated means and (standard deviations) for information processing dimensions across Holland types for American and Portuguese samples.

Occupation	American sample (n=161)					Portuguese sample (n=214)				
	INFO	INTER	CHA	ACT	TIME	INFO	INTER	CHA	ACT	TIME
Realistic Occupations										
Auto Mechanic	31 (16.91)	35 (22.80)	33 (22.04)	41 (20.24)	41 (23.12)	25 (15.36)	27 (18.77)	29 (18.47)	42 (24.63)	47 (25.17)
Carpenter	36 (15.57)	37 (20.95)	40 (22.73)	43 (22.58)	40 (22.68)	25 (15.56)	26 (18.95)	33 (19.01)	44 (24.51)	48 (24.07)
Electrician	31 (17.65)	35 (19.76)	35 (22.65)	41 (23.23)	41 (21.93)	21 (13.06)	26 (18.18)	25 (16.08)	42 (24.55)	48 (24.12)
Farmer	38 (15.46)	35 (18.21)	36 (21.11)	40 (20.26)	41 (20.69)	26 (14.86)	25 (17.01)	28 (17.31)	44 (22.85)	44 (23.01)
Plumber	30 (19.12)	46 (37.08)	38 (26.16)	50 (66.34)	44 (25.79)	24 (18.78)	27 (20.91)	25 (16.66)	42 (26.90)	51 (32.36)
Construction Inspector	29 (16.52)	32 (21.14)	27 (19.54)	37 (22.03)	39 (22.23)	22 (13.52)	25 (17.44)	25 (16.66)	40 (24.11)	45 (25.44)
Truck Driver	37 (17.10)	40 (22.27)	37 (21.25)	42 (21.77)	42 (20.30)	33 (15.73)	41 (23.60)	38 (20.28)	44 (21.27)	47 (21.19)
Investigative Occupations										
Truck Driver	18 (16.95)	21 (20.23)	21 (20.85)	35 (28.43)	43 (28.24)	24 (15.98)	24 (19.46)	25 (19.04)	42 (28.21)	45 (25.97)
Biologist	53 (24.37)	47 (24.34)	51 (25.71)	45 (23.69)	50 (34.16)	59 (23.34)	56 (27.22)	59 (27.32)	48 (23.18)	46 (22.39)
Physician	57 (25.85)	34 (23.20)	55 (25.38)	42 (20.90)	48 (64.77)	49 (20.84)	35 (19.29)	50 (23.02)	43 (18.87)	45 (20.22)
Pharmacist	64 (30.28)	66 (26.13)	60 (27.47)	51 (25.29)	56 (26.96)	81 (28.25)	85 (33.42)	79 (30.07)	51 (30.23)	42 (25.76)
Computer Programmer	49 (94.34)	51 (24.02)	50 (25.45)	43 (22.15)	48 (24.90)	56 (20.46)	62 (26.47)	55 (25.23)	49 (22.40)	48 (21.99)
Dentist	49 (90.20)	29 (21.99)	50 (26.98)	40 (24.98)	46 (40.66)	54 (22.18)	29 (18.18)	59 (33.32)	49 (23.00)	49 (23.44)
Medical Technician	53 (22.95)	57 (25.18)	47 (23.40)	46 (24.82)	55 (25.74)	59 (23.65)	66 (31.98)	56 (27.27)	49 (21.52)	49 (22.76)
Veterinarian	49 (23.84)	45 (23.87)	50 (26.56)	45 (24.82)	46 (21.46)	57 (24.89)	62 (32.99)	60 (26.58)	48 (24.16)	44 (22.33)
Artistic Occupations										
Architect	34 (23.34)	42 (24.85)	41 (29.31)	40 (26.54)	39 (24.71)	58 (23.14)	51 (28.22)	56 (25.77)	46 (22.08)	46 (20.25)
Graphic Artist	50 (20.44)	42 (22.14)	50 (25.40)	46 (23.03)	46 (20.37)	43 (22.13)	49 (26.39)	50 (26.47)	43 (23.45)	47 (27.26)
Librarian	32 (18.07)	27 (18.16)	45 (47.05)	40 (25.33)	38 (23.49)	50 (17.42)	41 (18.77)	52 (22.66)	50 (18.48)	51 (21.56)
Musician	29 (20.10)	45 (24.84)	26 (23.74)	35 (26.07)	39 (24.68)	33 (20.67)	48 (26.78)	33 (21.67)	49 (27.28)	48 (40.57)
Photographer	31 (20.58)	37 (26.23)	36 (26.30)	36 (27.30)	34 (25.71)	41 (24.96)	40 (28.18)	46 (29.47)	40 (23.18)	47 (28.00)
Journalist	27 (21.44)	34 (23.05)	32 (22.99)	39 (26.31)	38 (25.11)	34 (19.60)	41 (26.97)	46 (24.90)	40 (23.36)	48 (25.39)
Actor	40 (30.54)	51 (28.29)	51 (28.02)	45 (27.31)	41 (23.11)	63 (26.40)	73 (29.36)	70 (27.82)	44 (25.02)	41 (23.27)
Social Occupations										
Elementary School Teacher	29 (32.18)	55 (30.23)	44 (30.57)	43 (30.33)	39 (28.47)	40 (25.55)	65 (34.67)	52 (29.92)	40 (23.43)	44 (24.91)
Nurse	42 (24.20)	64 (33.15)	47 (24.96)	45 (23.40)	48 (24.62)	57 (22.12)	75 (32.69)	62 (26.23)	50 (24.79)	45 (22.88)
High School Counselor	39 (24.14)	69 (31.92)	47 (25.72)	51 (27.01)	52 (28.64)	50 (22.42)	75 (32.45)	55 (25.78)	55 (26.35)	47 (24.33)
Physical Therapist	47 (23.64)	64 (31.17)	53 (26.31)	48 (21.98)	49 (25.73)	66 (24.78)	77 (33.50)	71 (29.67)	48 (27.75)	39 (24.04)
Social Worker	38 (25.77)	64 (31.17)	45 (25.34)	40 (22.88)	47 (24.62)	63 (20.90)	77 (33.50)	67 (24.88)	50 (25.12)	47 (22.75)
Speech Pathologist	46 (25.88)	57 (26.12)	45 (22.64)	46 (22.00)	47 (21.91)	54 (21.87)	66 (32.49)	57 (25.12)	50 (23.43)	45 (21.21)
Special Education Teacher	39 (25.79)	66 (30.66)	48 (25.19)	43 (24.04)	45 (22.90)	53 (22.07)	76 (32.96)	60 (25.00)	46 (23.88)	44 (23.16)
Life Ins Agent	40 (21.40)	59 (28.87)	41 (23.56)	42 (22.29)	44 (21.80)	57 (21.28)	72 (31.65)	61 (26.95)	49 (22.87)	45 (20.97)
Enterprising Occupations										
Salesperson	42 (22.75)	65 (32.52)	49 (25.89)	47 (23.63)	50 (26.73)	59 (21.40)	74 (33.13)	63 (26.27)	52 (24.11)	46 (23.72)
Real Estate Agent	33 (20.14)	51 (28.72)	39 (24.46)	47 (27.96)	42 (23.22)	34 (17.06)	51 (27.17)	41 (21.52)	45 (21.46)	48 (21.90)
Store Manager	32 (19.57)	50 (43.59)	37 (24.97)	38 (23.49)	40 (21.11)	30 (16.18)	46 (24.30)	40 (19.51)	47 (20.92)	48 (22.00)
Hotel Manager	29 (19.58)	59 (30.35)	34 (26.70)	41 (24.80)	40 (24.24)	60 (32.42)	60 (32.42)	40 (23.49)	44 (23.41)	46 (22.43)
Business Executive	49 (22.76)	56 (26.63)	55 (24.93)	46.79 (25.04)	53 (24.92)	49 (20.36)	51 (24.86)	51 (22.38)	50 (21.20)	50 (21.43)
Travel Agent	33 (21.58)	50 (27.01)	41 (25.86)	41 (20.98)	42 (21.61)	30 (14.30)	52 (30.53)	39 (20.07)	41 (18.56)	46 (22.42)
Hotel Manager	31 (19.56)	51 (25.96)	36 (22.63)	45 (50.07)	40 (22.76)	30 (15.35)	44 (23.46)	36 (20.11)	45 (23.67)	47 (22.25)
Conventional Occupations										
Accountant	28 (18.60)	51 (28.18)	37 (22.78)	36 (23.03)	41 (22.54)	33 (18.26)	52 (27.43)	42 (23.66)	45 (21.86)	47 (21.40)
Bank Manager	29 (19.31)	40 (26.35)	32 (23.46)	40 (38.28)	41 (25.39)	37 (18.59)	51 (21.17)	41 (21.43)	45 (20.59)	48 (21.35)
Cashier	33 (19.66)	46 (25.14)	34 (23.91)	39 (26.35)	42 (26.88)	34 (17.96)	43 (23.58)	37 (20.10)	47 (23.67)	46 (22.93)
Credit Manager	45 (23.44)	40 (20.93)	40 (24.35)	42.34 (25.29)	47 (22.60)	36 (16.43)	35 (18.79)	36 (17.87)	48 (21.44)	48 (21.44)
Secretary	35 (19.67)	46 (23.62)	36 (23.62)	41.22 (24.98)	42 (23.84)	39 (19.37)	45 (23.17)	41 (20.89)	48 (20.99)	49 (22.15)
Financial Analyst	18 (16.41)	50 (29.09)	24 (23.45)	36.87 (30.21)	41 (46.48)	19 (17.24)	48 (31.47)	24 (18.74)	44 (31.38)	43 (27.29)
Bank Teller	32 (19.32)	39 (23.37)	37 (24.08)	36.01 (23.79)	39 (21.80)	35 (18.47)	40 (21.62)	38 (18.70)	44 (21.00)	46 (20.06)
	27 (17.51)	50 (28.63)	38.23 (24.56)	43 (24.01)	30 (19.67)	43 (23.69)	43 (23.69)	32 (19.90)	48 (26.85)	45 (25.78)
	48 (24.67)	44 (22.72)	44.22 (27.42)	47 (23.17)	37 (19.31)	44 (22.12)	37 (19.31)	48 (25.59)	46 (21.85)	46 (20.89)
	23 (16.58)	51 (28.75)	25 (20.60)	37.36 (28.19)	40 (26.29)	38 (17.41)	51 (26.96)	40 (18.91)	47 (22.25)	47 (22.52)

Note. INFO = Information Load, INTER = Interpersonal Load, CHA = Change Load, ACT = Activity Structure, TIME = Time Structure. Standard deviations are in parentheses.

Abbildung 2.11: Berufsklassifizierung auf Basis von fünf Dimensionen [HJF⁺10]

Alltagssprache. Zunächst war nicht klar definiert, ob sie einen Vorgang oder einen Zustand beschreiben, woraus bis heute die Diskrepanzen bei ihrer Verwendung resultieren. Im Jahr 1975 definierten Rohmert und Rutenfranz [RR75] die beiden Begriffe: Belastung als Einwirkungsgröße und damit als wertfreie Bezeichnung einer objektiv von außen auf das Subjekt (hier den Menschen) wirkende Größe, Beanspruchung als Auswirkung der einwirkenden Belastung in und auf den Menschen. Die z. T. mangelnde Differenzierung bei der Verwendung der Begriffe im Deutschen existiert auch in der englischen Sprache. So wird der Begriff *stress* einerseits für belastende Bedingungen, andererseits aber auch für die Reaktion auf bestimmte Bedingungen benutzt.

Das arbeitswissenschaftliche Belastungs-Beanspruchungs-Konzept, das im Kontext der Ergonomie entstanden ist, hatte als primären Ansatz die naturwissenschaftliche Ermittlung und Kontrolle physischer Einflüsse im Blick. Das sind körperliche Belastungen des Haltungs- und Bewegungsapparats und des kardio-pulmonalen Systems. Mentale Tätigkeiten jedoch stellen psychische Belastungen dar [Vil08]. Die Definitionen aus diesem arbeitswissenschaftlichen Belastungs-Beanspruchungs-Konzept haben Eingang in die Norm DIN EN ISO 10075 mit dem Titel „Ergonomische Grundlagen bezüglich psychischer Arbeitsbelastung“ gefunden. Diese besteht aus den drei Teilen: „Allgemeines und Begriffe“, „Gestaltungsgrundsätze“ und „Grundsätze und Anforderungen an Verfahren zur Messung und Erfassung psychischer Arbeitsbelastung“. „Psychisch“ bezieht sich auf kognitive, informationsverarbeitende und emotionale Vorgänge im Menschen. Im ersten Teil sind die Begriffe „Psychische Belastung“ und „Psychische Beanspruchung“ wie folgt definiert:

Definition 2.1 (Psychische Belastung, DIN EN ISO 10075-1)

Psychische Belastung ist die Gesamtheit aller erfassbaren Einflüsse, die von außen auf den Menschen zukommen und psychisch auf ihn einwirken.

Definition 2.2 (Psychische Beanspruchung, DIN EN ISO 10075-1)

Psychische Beanspruchung ist die unmittelbare (nicht langfristige) Auswirkung der psychischen Belastung im Individuum in Abhängigkeit von seinen jeweiligen überdauernden und augenblicklichen Voraussetzungen, einschließlich der individuellen Bewältigungsstrategien.

Die Höhe der Belastung in Kombination mit individuellen Eigenschaften, Fähigkeiten und Bedürfnissen des Menschen bestimmen das Ausmaß der Beanspruchung und erklären, wieso aus der gleichen Belastung interindividuell eine unterschiedliche Beanspruchung folgen kann [RR75]. Aber auch bei ein und demselben Individuum kann zu verschiedenen Zeitpunkten aus der gleichen Belastung eine intraindividuell unterschiedliche Beanspruchung resultieren, z. B. aufgrund einer unterschiedlichen Tagesform oder Motivation.

Sowohl der Belastungs- als auch der Beanspruchungsbegriff sind wertneutral zu verstehen. Erst bei einer Unter- oder Überforderung kann eine negative Wertung vorgenommen und von einer Fehlbeanspruchung gesprochen werden. Die Beanspruchung kann sich dann spezifisch auf die Organe auswirken oder aber auch als unspezifische Aktivitätsänderung des Organismus äußern, die als allgemeine Anpassungsreaktion zu deuten ist

(siehe auch Aktivierungstheorie im Abschnitt 2.1.1). Auch das subjektive Erleben und die subjektive Bewertung sind eine Wirkung der Beanspruchung [Vil08].

2.2.3 Zusammenhang von psychischer Beanspruchung und Leistung

Bei psychischen Belastungs-Beanspruchungs-Konzepten aus dem anglo-amerikanischen Sprachraum werden meistens die Begriffe *mental stress* und *mental strain* benutzt. Daneben existieren aber auch die Begriffe *workload* bzw. *mental workload*, die das erste Mal in den 40er Jahren in Zusammenhang mit der Optimierung von Mensch-Maschine-Systemen von Bornemann [Bor42] vorgestellt wurden. Seitdem wurden sie vielfach benutzt und definiert.

Die Forschung zu *mental workload*, welche ihre Wurzel bei der Optimierung von Mensch-Maschine-Schnittstellen hat und in den USA begründet worden ist, beschäftigt sich vorrangig mit den mentalen Ressourcen und ihrer Inanspruchnahme. Nach Hancock und Meshaki [HM88] ist *mental workload* der Anteil der (mental) Kapazität, gemessen an der zur Verfügung stehenden Gesamtkapazität, der durch eine Aufgabe gebunden ist. Kahnemann [Kah73] spricht von *mental workload* als Intensität der menschlichen Informationsverarbeitung, die zum einem von den Aufgabenanforderungen und zum anderen von den individuellen Leistungsvoraussetzungen abhängt. Eine Minderung der mentalen Kapazität mit steigender Aufgabenschwierigkeit ist damit als Folge der begrenzten Ressourcen für die Informationsaufnahme und -verarbeitung zu erklären, wie in den Ausführungen zu den Modellen der menschlichen Informationsverarbeitung im Abschnitt 2.1.1 erläutert ist. Nach [Bau02] handelt es sich hierbei um Tätigkeiten mit einem hohen kognitiven Aufwand. Unbestritten ist auch die Tatsache, dass *mental workload* nicht nur von den äußeren Aufgabenanforderungen und den individuellen Leistungskapazitäten, sondern auch von der Motivation, der Strategiemethode, der Stimmung und dem allgemeinen Zustand des Operators abhängt. Die Mühe, die sich ein Operator gibt, um eine Aufgabe zu lösen, entspricht seiner Aktivierung und ist damit eine der wichtigsten Komponenten psychischer Beanspruchung [Waa96].

Andere Definitionen von *mental workload* betrachten die Menge an Information, die in einer bestimmten Zeit verarbeitet werden kann, eine Art Informationsverarbeitungsrate also [CR99], [XS00]. Damit ist neben der Informationsmenge auch die Zeit eine wichtige Komponente psychischer Beanspruchung.

In den Neurowissenschaften wird *mental workload* wiederum als der Grad der Aktivierung neuronaler Ressourcen für das Lösen einer Aufgabe verstanden [SGB⁺01].

In der vorliegenden Dissertation wird der Begriff *mental workload* analog zum Begriff psychische Beanspruchung verwendet und ist damit durch die im vorigen Abschnitt zitierte ISO 10075 definiert, die die kognitiven und emotionalen Prozesse des Operators einbezieht. Die psychische Beanspruchung ist somit individuell, d. h., dass gleiche Anforderungen nicht bei allen Individuen zu der gleichen psychischen Beanspruchung führen müssen. Im Kontext der Dissertation wird der Begriff Beanspruchung auch als Synonym für psychische Beanspruchung verwendet.

Unter Leistung wird im Rahmen dieser Dissertation die Arbeitsproduktivität verstanden. Sie wird im Allgemeinen als Quotient der Ausbringungsmenge (z. B. Anzahl der

hergestellten Produkte) und der Arbeitseinsatzmenge (z. B. Zeit) definiert. Bei der geistigen Arbeit, bei der die Ausbringungsmenge nicht leicht zu messen ist, wird die Leistung eher durch ein fehlerfreies und möglichst schnelles Arbeiten gekennzeichnet [PTTG03]. Ferner können Aufgaben über im Vorfeld spezifizierte Ziele definiert sein, die dann über eine Leistungsmetrik charakterisiert werden können [WH99]. Die Leistung ist folglich ein Gütemaßstab, anhand dessen die geleistete Arbeit bewertet werden kann.

Yerkes und Dodson [YD08] stellten bereits 1908 einen Zusammenhang zwischen Aktivierung und Leistung fest, der als das Gesetz von Yerkes-Dodson bekannt ist (Abb. 2.12).

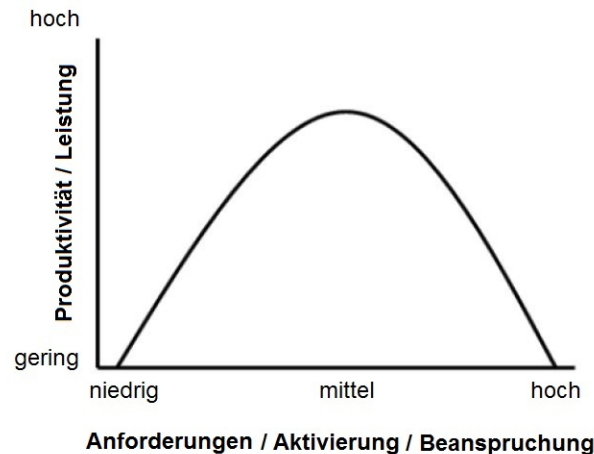


Abbildung 2.12: Zusammenhang von Aktivierung und Leistung nach dem Gesetz von Yerkes-Dodson

In [Mei76] wird ein einfacher linearer Zusammenhang zwischen Leistung und Aufgabenanforderungen angenommen (Abb. 2.13), der zwischen einem konstant hohen Leistungsniveau im Bereich niedriger und einem konstant niedrigen Niveau bei hohen Anforderungen liegt. Unter Berücksichtigung dieser Tatsache gehen O'Donnell und Eggemeier [OE89] zunächst davon aus, dass sich die psychische Beanspruchung ebenfalls proportional zu den Aufgabenanforderungen verhält und dazu führt, dass unter geringen Anforderungen hohe Leistungen erbracht werden.

Wichtige interne Faktoren wie Motivation, Training, Erfahrung, Ermüdung, aber auch externe Faktoren wie Zeitdruck sind hier unberücksichtigt geblieben. Sie spielen jedoch eine wichtige Rolle [HJ01], [Waa96], [PH01]. Folglich existieren Situationen, in denen hohe Anforderungen nicht unbedingt zu einer hohen psychischen Beanspruchung führen und umgekehrt. Hier sprechen Parasuraman und Hancock [PH01] von einer Dissoziation von Aufgabenanforderungen und psychischer Beanspruchung.

Ein Konzept für diese individuellen Differenzen wird in der Arbeit von Xie und Salvendy [XS00] vorgestellt. Hier wird die psychische Beanspruchung aus zwei Anteilen zusammengesetzt: der effektiven Beanspruchung und der ineffektiven Beanspruchung. Die effektive Beanspruchung ist die tatsächliche und lediglich von der Aufgabe selber

2 Psychische Beanspruchung

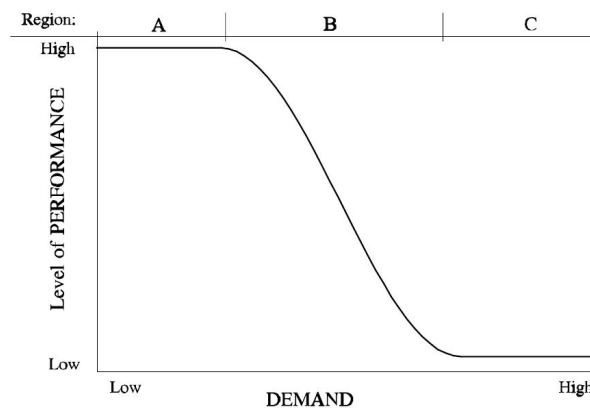


Abbildung 2.13: Theoretischer Zusammenhang zwischen Anforderungen und Leistung [Waa96]

induzierte Beanspruchung, die bei allen Personen immer konstant ist. Sie ist nur vom Schwierigkeitsgrad der Aufgabe abhängig. Die ineffektive Beanspruchung dagegen enthält die individuellen Unterschiede. Sie ist verantwortlich für die zwischen den Individuen unterschiedlich erlebten Anforderungen und resultiert in akuten oder chronischen Effekten wie Frustration, Angst und Hypertonie, welche zu Leistungseinbußen und Burnout führen können. Damit trägt die effektive Beanspruchung zur tatsächlichen Erledigung der Aufgabe bei, wohingegen die ineffektive Beanspruchung als hinderlich beschrieben wird. Abbildung 2.14 veranschaulicht die einzelnen Faktoren, die zum Modell des *mental workload* beitragen. Für die individuellen Faktoren wie Konzentration und Motivation wird im Modell ein *degrading factor* eingeführt. Er bewegt sich im Wertebereich von 0 (kein Interesse an der Aufgabe; keine Bemühung zur Lösung) bis 1 (ernsthaftes Bemühen und volle Konzentration bei allen Aufgaben). Damit ergibt sich für die gesamte Beanspruchung:

$$\text{accumulated workload} = \text{degrading factor} \cdot (\text{effective workload} + \text{ineffective workload}) \quad (2.1)$$

Paas et al. [PTTG03] stellen die von Xie und Salvendy verwendeten Kenngrößen in ihrer Zeitabhängigkeit dar (Abb. 2.15). Es gibt fünf verschiedene Kenngrößen der Beanspruchung: Der *instantaneous workload*, der die dynamischen Veränderungen des Beanspruchungswertes während einer Aufgabe misst und am besten mittels Registrierung physiologischer Signale erfasst wird, der *peak workload*, der *average workload*, der *accumulated workload*, der die Summe der Werte des *instantaneous workloads* ist, und der *overall workload*, der die individuell erfahrbare Beanspruchung darstellt und am günstigsten über subjektive Kenngrößen ermittelt wird.

Wickens [WH99] postuliert, dass wenn eine adäquate Aufgabenbewältigung mehr Ressourcen als vom Operator verfügbar verlangt, dessen Leistung zusammenbricht. Ist hingegen die Beanspruchung gering, kann das zu Langeweile und Ermüdung führen und damit

2.2 Beurteilung menschlicher Informationsverarbeitung

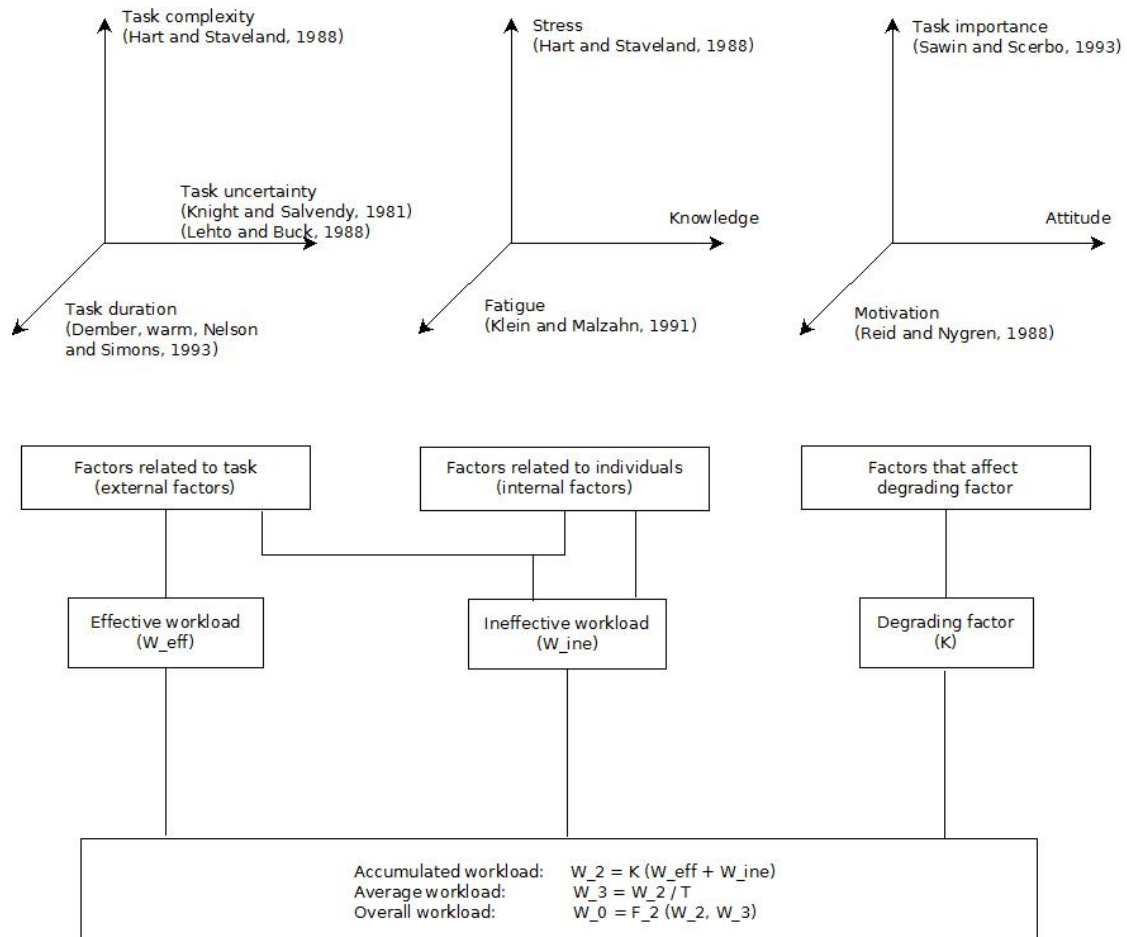


Abbildung 2.14: Modell des *mental workload* von Xie und Salvendy [XS00].

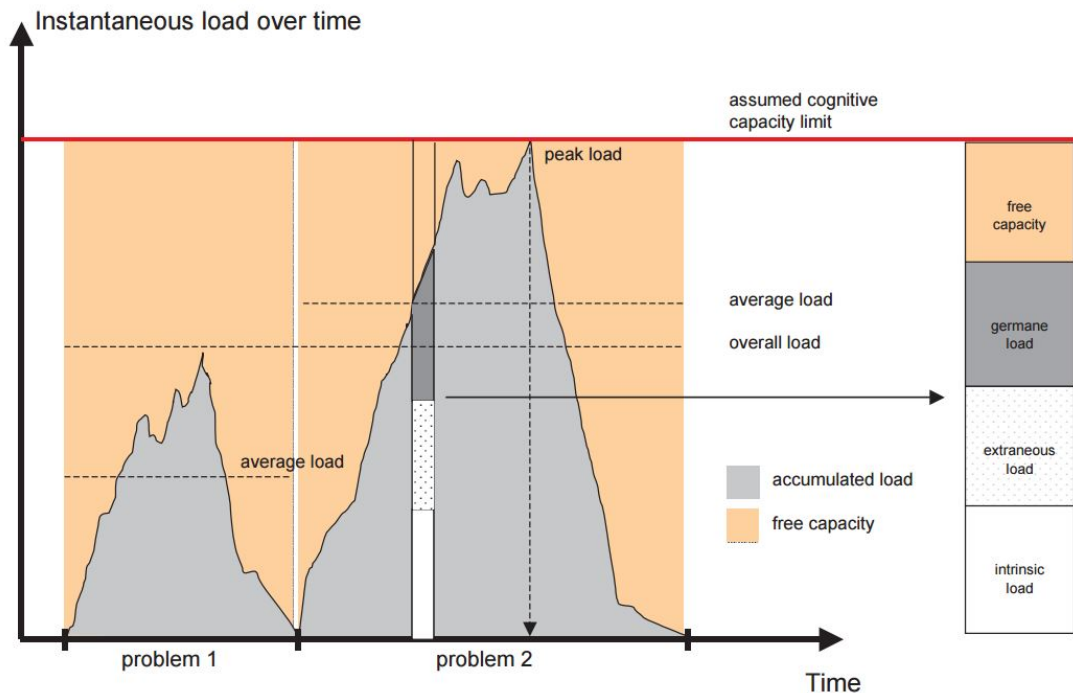


Abbildung 2.15: Kenngrößen der Beanspruchung [PTTG03].

ebenfalls negative Implikationen auf die Leistung haben (vgl. Abb. 2.12). Demzufolge versuchen Individuen homöostatisch zu arbeiten [WH99]: Um ein optimales Beanspruchungsniveau aufrecht zu erhalten, suchen sie bei geringer Beanspruchung nach zusätzlichen Aufgaben oder versuchen sich von Aufgaben zu befreien, wenn die Beanspruchung zu hoch ist. Zum Teil werden bei hoher Beanspruchung auch Leistungseinbußen in Kauf genommen. Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass ein Bereich existiert, der sich durch eine moderate psychische Beanspruchung auszeichnet und in dem die Effizienz der Aufgabenbewältigung optimal ist.

De Waard entwarf 1996 [Waa96] ein Modell, das sich in Abhängigkeit von der Höhe der Anforderungen in sechs verschiedene Regionen unterteilt (Abb. 2.16). In Region D sind die Anforderungen so gering (z. B. bei monotonen Aufgaben), dass sie – nach de Waard – zu einer Erhöhung der psychischen Beanspruchung führen und damit zu einem Abfall der Leistung. Die Regionen A1, A2 und A3 entsprechen einem proaktiven Bereich mit optimaler psychischer Beanspruchung und maximaler Effizienz. Dabei spielen die individuellen Bemühungen (*state-related effort* und *task-related effort*) eine entscheidende Rolle für die Aufrechterhaltung der Leistung in den Bereichen A1 und A3. In Region B übersteigen die Anforderungen die Kapazitäten des Operators, die psychische Beanspruchung steigt und die Leistung fällt. Schließlich erreicht die Leistung in Region C ihr Minimum und de Waard spricht von Überbeanspruchung.

Eine Modifikation des Modells wurde 2004 von Wilson und Schlegel [WS04] vorge-

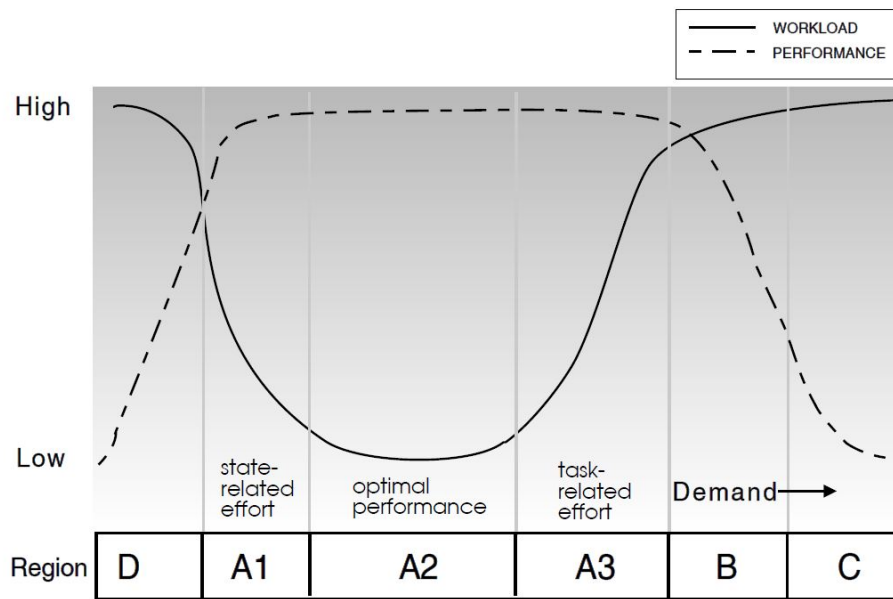


Abbildung 2.16: De Waards Modell des *mental workload* [Waa96]

stellt (Abb. 2.17). In diesem Modell implizieren geringe Aufgabenanforderungen einen Leistungsabfall, aber gleichzeitig auch eine Reduktion der psychischen Beanspruchung. Wenn diese Situation nicht allzulange andauert, kann der Operator seine Leistung aufrecht erhalten. Unter Zeitdruck und bei einer Aufgabendauer von mehr als 20 min treten Ermüdungserscheinungen auf und die Leistung fällt. Ähnlich verhält es sich auch im Bereich der Überbeanspruchung. Bis zu einem bestimmten Punkt kann der Operator durch besondere Bemühung und Anstrengung seine Leistung aufrecht erhalten, danach fällt sie drastisch ab.

Parasuraman et al. [PMH99] schlagen ein Modell vor, welches in Zeitperioden hoher psychischer Beanspruchung den Automatisierungsgrad erhöht, um den Operator zu entlasten, und ihn in Perioden niedriger psychischer Beanspruchung senkt, um eine Unterbeanspruchung zu verhindern.

Lei [Lei11] geht hier noch einen Schritt weiter und erweitert das Modell, so dass auch die oben erwähnte Dissoziation zwischen Aufgabenanforderungen und Beanspruchung berücksichtigt wird. Er definiert eine 3×3 -Anforderungs-Beanspruchungs-Matrix mit neun Regionen (Abb. 2.18). In den Regionen 1, 5 und 9 ist die psychische Beanspruchung zu den Anforderungen linear assoziiert, die wie im Modell von Parasuraman et al. [PMH99] in Region 1 erhöht, in Region 5 gehalten und in Region 9 gesenkt werden sollen. Die übrigen Regionen spiegeln die dissoziierten Bereiche wider. In den Regionen 4, 7 und 8 ist die psychische Beanspruchung höher als aufgrund der Aufgabenanforderungen vermutet. Im Gegensatz dazu sind in den Regionen 2, 3, und 6 die Bemühungen des Operators geringer als von den Aufgabenanforderungen benötigt. Nach Parasura-

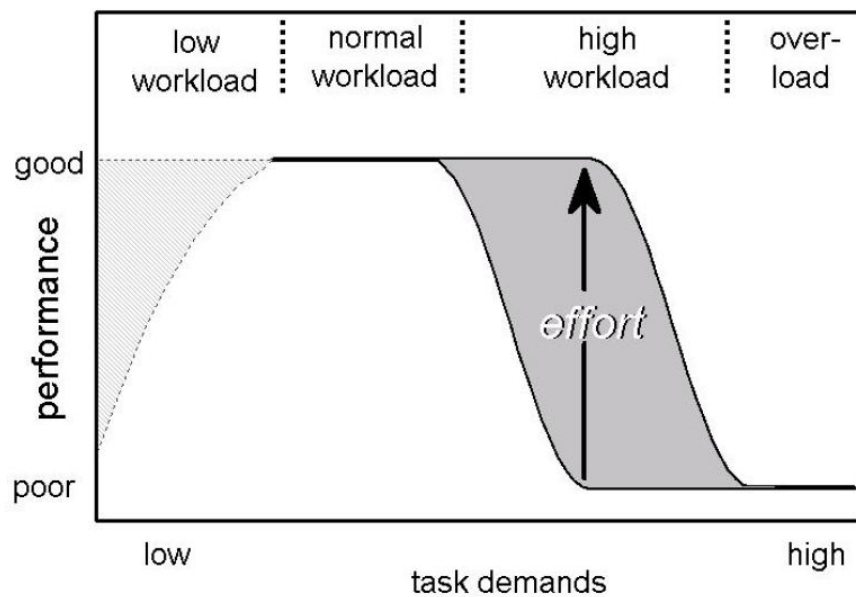


Abbildung 2.17: Zusammenhang von Anforderungen, psychischer Beanspruchung und Leistung [WS04]

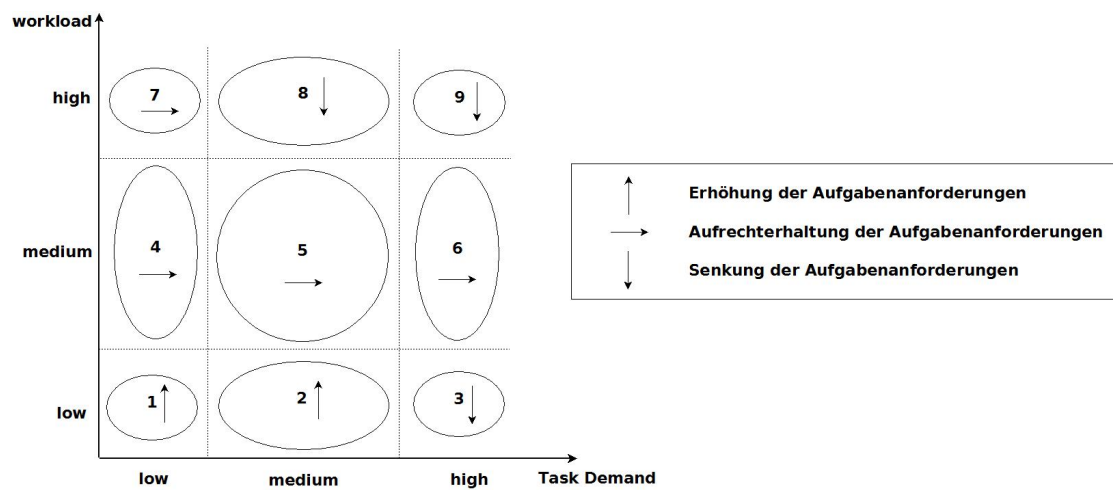


Abbildung 2.18: Anforderungs-Beanspruchungs-Modell zur adaptiven Aufgabenverteilung [Lei11]

mans Modell hätten hier die Anforderungen erhöht werden müssen, da die psychische Beanspruchung niedrig ist, was jedoch in dem Fall kontrainduziert wäre, da die Anforderungen bereits sehr hoch sind. Ähnlich verhält es sich in Region 7, wo die psychische Beanspruchung zwar hoch ist, die Anforderungen jedoch gering.

Allen Modellen gemeinsam ist ein Bereich, der sich durch optimale Arbeitsbedingungen, eine moderate psychische Beanspruchung und große Effizienz auszeichnet. Damit begründen diese theoretischen Modelle das Konzept der adaptiven Aufgabenverteilung (*adaptive task allocation*). Danach werden an den Operator Aufgaben in Abhängigkeit von seiner momentanen psychischen Beanspruchung zugeteilt. Diese proaktive Arbeitsgestaltung nimmt folglich Beeinträchtigungen frühzeitig in den Blick und leitet geeignete Maßnahmen ein. Das Ziel ist eine moderate Höhe der Beanspruchung aufrechtzuerhalten, bei der die Leistung, d. h. der Quotient aus Arbeitsresultat und Arbeitszeit, nicht abgeschwächt ist.

3 Bewertung von psychischer Beanspruchung

Im Kapitel 2 wurden Konzepte zur menschlichen Informationsverarbeitung dargestellt. Die psychische Beanspruchung wurde als die physische und psychische Reaktion des Menschen auf eine von außen wirkende informatorische Belastung definiert. Ferner wurden Modelle vorgestellt, die den Einfluss der psychischen Beanspruchung auf die Leistung darstellen, und es wurde der Bereich einer optimalen psychischen Beanspruchung vorgestellt, in der die Aufgabenbewältigung am effizientesten ist.

Zur Erfassung der psychischen Beanspruchung existieren verschiedene Methoden. Sie lassen sich grob in zwei Kategorien unterteilen, nämlich in subjektive und objektive Bewertungsverfahren. Bei den subjektiven Bewertungsverfahren handelt es sich um Fragebögen, auf die im Abschnitt 3.1 näher eingegangen wird. Bei den objektiven Bewertungsverfahren können hingegen sowohl Verhaltens- und Leistungsdaten erhoben werden (Abschnitt 3.2), wie auch physiologische Größen (Abschnitt 3.3).

3.1 Subjektive Kenngrößen

Bei den subjektiven Bewertungsverfahren handelt es sich um subjektive Einschätzungen und Angaben zum Erleben, die über eine Befragung des Probanden erfasst werden und auf seinen Beanspruchungszustand schließen lassen. Es handelt sich folglich um ein psychologisches Konstrukt zur Quantifizierung von persönlicher Interpretation und Bewertung [Lei11], [Cai07], das auf der Annahme beruht, dass das Vorliegen einer Beanspruchungsempfindung auf eine wirklich vorhandene Beanspruchung zurückzuführen ist [SBL10], [JMP⁺79] und mit Hilfe von Ratingskalen registriert werden kann.

Die Ratingskalen sind meistens für bestimmte Aufgaben, Beanspruchungszustände oder Personengruppen entwickelt worden, so dass man auf eine Vielzahl von Instrumenten zur Erhebung der subjektiven Beanspruchung zurückgreifen kann. Dabei werden unterschiedliche Dimensionen verwendet, die von Belastung, Beanspruchung, Anstrengung, Schwierigkeit und Ermüdung bis hin zu Aktiviertheit, Eigenzustand und Stimmung reichen. Diese Tatsache verdeutlicht die Unschärfe und Multidimensionalität der Beanspruchung, die eher als Vektor statt als Skalarwert zu betrachten wäre [Cai07].

Die subjektiven Bewertungen werden üblicherweise in zwei Kategorien unterteilt: die eindimensionalen und die mehrdimensionalen Ratingskalen. Im Folgenden werden diese kurz skizziert und Vertreter der jeweiligen Klasse beispielhaft vorgestellt und diskutiert. Für eine genauere Darstellung der Methoden sei auf weiterführende Literatur verwiesen (z. B. [Sch86], [CNP⁺04]).

3 Bewertung von psychischer Beanspruchung

Die eindimensionale subjektive Bewertung stellt eine Art globales Rating der Beanspruchung dar. Sie ist sensitiver bzgl. Veränderungen der Aufgabenanforderungen als der meist über mehrere Dimensionen gemittelte Skalarwert, der bei den mehrdimensionalen Ratingskalen verwendet wird. Eindimensionale Ratingskalen sind leicht verständlich für die Probanden, folglich im Nachhinein einfach zu deuten, schnell und mehrmals erhebbar und können somit zu einer genaueren Messung beitragen. Bekannte Skalen aus dieser Kategorie sind die *Rating Scale of Mental Effort* (RSME) [ZD85], die modifizierte Cooper-Harper-Skala (MCH) [WC83] und die Skala Allgemeiner Zentraler Aktiviertheit (AZA) [Bar69].

Mehrdimensionale Ratingskalen bestehen aus mehreren Subskalen, was bedeutet, dass mehrere Bewertungen vom Probanden vorzunehmen sind. Die Beanspruchung wird in der Regel über die Aufsummierung der Teilergebnisse ermittelt. Bekannte Vertreter dieser Kategorie sind die *Subjective Workload Assessment Technique* (SWAT) [RN88], die *Subjective Workload Dominance* (SWORD) [Vid89] und der *NASA Task-Load Index* (NASA-TLX) [HS88].

Dabei ist der NASA-TLX das am meisten benutzte Verfahren zur Bestimmung psychischer Beanspruchung. Da er auf Grund seiner vorteilhaften Eigenschaften bei den experimentellen Untersuchungen zum Einsatz kam, wird er im Folgenden detailliert beschrieben.

Der NASA-TLX ist eine von der NASA entwickelte Methode zur Erfassung der Beanspruchung. Es handelt sich um ein mehrdimensionales Verfahren, das aus sechs Subskalen besteht. Die dabei erfassten Dimensionen sind: geistige Anforderungen, körperliche Anforderungen, zeitliche Anforderungen, Ausführung der Aufgabe, Anstrengung und Frustration. Eine genaue Beschreibung der einzelnen Dimensionen ist in Tabelle 3.1 zu finden (Übersetzung aus dem Englischen gemäß [Sei02]).

Um einen allgemeinen Beanspruchungsindex zu erhalten, müssen die sechs Dimensionen vom Probanden miteinander verglichen werden. Dadurch wird ermittelt, welche der Dimensionen den wichtigeren Beitrag zur Gesamtbeanspruchung der Aufgabe leistet. In Phase 1 erfolgen 15 Paarvergleiche (Abb. 3.1 (a)), wodurch die Gewichtung G_d der einzelnen Dimensionen d für die jeweilige Aufgabe gewonnen wird. Diese bewegt sich von 0 (unrelevant) bis 5 (wichtigste Dimension).

Nach jeder Aufgabe findet dann in Phase 2 die Bewertung der einzelnen Dimensionen auf einer bipolaren Skala statt. Der Proband ist aufgefordert, einen Marker auf einer in zwanzig Intervalle unterteilten Geraden zu setzen (Abb. 3.1 (b)). Die dadurch erhaltenen Werte R_d bewegen sich in Fünferschritten zwischen 0 und 100.

Aus der Kombination von Gewichten und Ratings berechnet sich schließlich der allgemeine Beanspruchungsindex W_{idx} als Summe der gewichteten Dimensionsratings geteilt durch die Anzahl der Paarvergleiche bzw. der Summe der Gewichte:

$$W_{\text{idx}} = \frac{1}{15} \cdot \sum_{d=1}^6 G_d \cdot R_d \quad (3.1)$$

Neben der ursprünglichen Version des NASA-TLX existieren mehrere Modifikationen. So entwickelten Byers et al. [BBH89] den *Raw Task Load Index* (RTLX), der im

Dimension	Endpunkte der Skala	Beschreibung
Geistige Anforderungen	gering/hoch	Wie viel geistige Anstrengung war bei der Informationsaufnahme und bei der Informationsverarbeitung erforderlich (z. B. Denken, Entscheiden, Rechnen, Erinnern, Hinsehen, Suchen...)? War die Aufgabe leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex, erfordert sie hohe Genauigkeit oder ist sie fehlertolerant?
Körperliche Anforderungen	gering/hoch	Wie viel körperliche Aktivität war erforderlich (z. B. Ziehen, Drücken, Drehen, Steuern, Aktivieren)? War die Aufgabe leicht oder schwer, einfach oder anstrengend, erholsam oder mühselig?
Zeitliche Anforderungen	gering/hoch	Wie viel Zeitdruck empfanden Sie hinsichtlich der Häufigkeit oder dem Takt, mit dem Aufgaben oder Aufgabenelemente auftraten? War die Abfolge langsam und geruhsam oder schnell und hektisch?
Ausführung der Aufgabe	gut/schlecht	Wie erfolgreich haben Sie Ihrer Meinung nach die vom Versuchsleiter (oder Ihnen selbst) gesetzten Ziele erreicht? Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Leistung bei der Verfolgung dieser Ziele?
Anstrengung	gering/hoch	Wie hart mussten Sie arbeiten, um Ihren Grad an Aufgabenerfüllung zu erreichen?
Frustration	gering/hoch	Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (versus sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und zufrieden mit sich selbst) fühlten Sie sich während der Aufgabe?

Tabelle 3.1: Beanspruchungsdimensionen vom NASA-TLX, Übersetzung [Sei02]

3 Bewertung von psychischer Beanspruchung

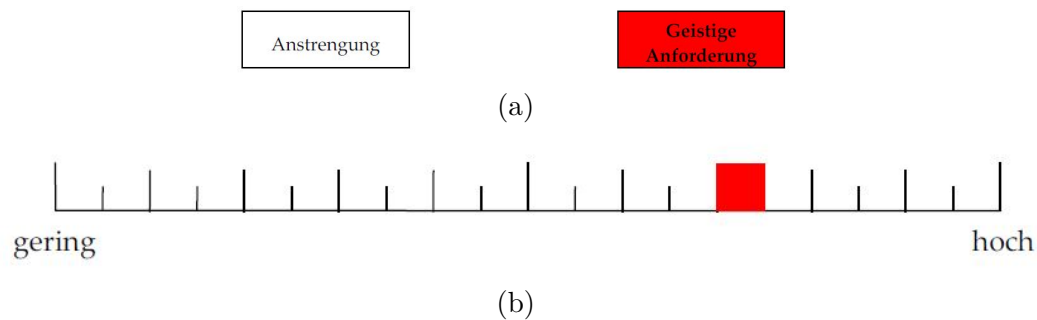


Abbildung 3.1: Beispiel NASA-TLX: (a) Paarvergleich der Dimensionen, (b) Rating der Dimension

Vergleich zum NASA-TLX keine Gewichtung der Dimensionen vornimmt. Der Paarvergleich entfällt also und der allgemeine Beanspruchungsindex wird über eine einfache Mittelwertsberechnung der sechs Skalenratings ermittelt.

Weitere Modifikation des NASA-TLX sind auf bestimmte Aufgabenbereiche zugeschnitten, wie z. B. der *Driver Activity Load Index* (DALI, [Pau08]), der zur Bewertung der Beanspruchung von Autofahrern entwickelt worden ist und sich durch seine abgewandelten Dimensionen unterscheidet.

Vergleicht man eindimensionale und mehrdimensionale Verfahren, so sind erstere in der Regel sensitiver [HHL93], jedoch mangelt es ihnen an Diagnostizität [HIB⁺92], [Nyg91]. Eindimensionale Verfahren sind folglich bei den Aufgaben, für die sie ursprünglich entwickelt worden sind, am besten. Ist jedoch ein Faktor präsent, für den sie nicht ausgelegt worden sind, scheitern sie. So ist laut [WC83] die MCH-Skala für komplexe und automatisierte Systeme entwickelt worden, bei denen der Operator nicht aktiv steuern muss, sondern das System überwachen, beurteilen und bei Bedarf Probleme lösen soll. In [VG93] wird die mangelnde Sensitivität von mehrdimensionalen Verfahren auf das mangelnde Verständnis seitens der Probanden für die verschiedenen Dimensionen zurückgeführt.

Unter den mehrdimensionalen Verfahren werden sehr oft der SWAT und der NASA-TLX verglichen [RDMP04]. Dabei ist laut [CNP⁺04] ersteres weniger sensitiv, insbesondere bei einer niedrigen Beanspruchung. Bemängelt wird außerdem, dass die Sortierung der Dimensionskombinationen in Phase 1 äußerst zeitaufwändig ist. Die größere Anzahl von Dimensionen beim NASA-TLX im Vergleich zum SWAT, gepaart mit feineren Skalen, ist laut [HIB⁺92] aufschlussreicher und hat eine größere Reliabilität. Hill et al. [HIB⁺92] verglichen SWAT, NASA-TLX, die MCH-Skala und die weniger bekannte eindimensionale *Overall-Workload*-Skala miteinander und folgerten, dass der NASA-TLX das beste Ergebnis in Bezug auf Sensitivität erzielte. Ähnliche Ergebnisse sind in einem Dokument der *European Organisation for the Safety of Air Navigation* für das INTEGRA-Projekt aus dem Jahr 2003 (entnommen aus [CNP⁺04]) enthalten. Tabelle 3.2 fasst die Ergebnisse des INTEGRA-Projektes für den NASA-TLX zusammen und weist ihn als besonders geeignet für die Erfassung psychischer Beanspruchung aus.

3.2 Objektive Kenngrößen aus Verhaltens- und Leistungsmessungen

Ein weiterer praktischer Vorteil von NASA-TLX ist die Möglichkeit, statt der Berechnung eines allgemeinen Beanspruchungsindizes die einzelnen Dimensionen zu analysieren. Berichtet wird in [Har06], dass die Dimensionen miteinander korrelieren, was wiederum ein positiver Hinweis für eine solide Basis des Modells ist, welches dem Verfahren zugrunde liegt.

Reliability	High reliability
Validity	Extensively validated
Sensitivity	High sensitivity
Diagnocity	Multidimensional: six scales (Mental, Physical, Temporal, Effort, Performance, Frustration); differentially diagnostic; global score can also be calculated
Practicality	Two steps: event scoring and paired comparison weighting process to determine the importance of each factor for the task in question (the latter not necessarily required)
Intrusiveness	Takes 1 or 2 minutes to complete, off-line
Summary	A very well-established test with a sound basis, which can be used in INTEGRA studies

Tabelle 3.2: Evaluation des NASA-TLX aus dem INTEGRA-Projekt [CNP⁺04]

3.2 Objektive Kenngrößen aus Verhaltens- und Leistungsmessungen

Von der erbrachten Leistung eines Operators kann auf seinen momentanen Zustand geschlossen werden. Bekannt ist, dass eine erhöhte Beanspruchung die Qualität der Operatorleistung beeinflusst und bei Überschreitung der Kapazitätsgrenzen der menschlichen Informationsverarbeitung die Leistung abfällt (Abschnitt 2.2.3). Leistungsschwankungen z. B. in der Genauigkeit der Bearbeitung, der Reaktionszeit oder der Fehlerrate können folglich Indikatoren der Beanspruchung darstellen und werden durch sogenannte Verhaltens- und Leistungsmessungen erhoben. Dabei wird zwischen Leistungsmessungen für Hauptaufgaben und Nebenaufgaben unterschieden.

Die Aufgabe, deren Erfüllung das Ziel der Evaluierung ist, wird als Hauptaufgabe bezeichnet. Leistungsmessungen bei Hauptaufgaben erheben die direkt erbrachte Leistung des Operators in Form von Variablen wie Genauigkeit, Geschwindigkeit, Reaktionszeit und Fehlerraten. Die Registrierung ist dabei recht einfach, da die meisten technischen Systeme heutzutage Möglichkeiten zur Aufzeichnung der Leistungsdaten anbieten.

Anwendung findet dieses Verfahren hauptsächlich in kontrollierten Laborumgebungen, wo man bei gleichen Aufgaben auch gut Vergleiche zwischen den Personen vornehmen kann. Außerhalb des Labors, unter realitätsnahen Bedingungen, eignet sich das Verfahren jedoch wenig für die Erhebung der Beanspruchung. Da es sehr aufgabenspezifisch ist,

3 Bewertung von psychischer Beanspruchung

erlaubt es keine Vergleiche zwischen verschiedenen Aufgaben, obwohl die Leistungsmaße an sich immer die gleichen sind.

Dem Verfahren der Leistungsmessung bei Nebenaufgaben liegt die Theorie zu Grunde, dass zur Bearbeitung einer Aufgabe kognitive Ressourcen beansprucht, jedoch nicht erschöpft werden (Abb. 3.2). Durch das Hinzunehmen einer Nebenaufgabe (auch Zweit- aufgabe) kann diese Restkapazität (*spare capacity*) abgeschätzt werden [OE89]. Je nachdem, bei welcher der beiden konkurrierenden Aufgaben die Leistung konstant gehalten werden soll, spricht man von *loading task paradigm* oder *subsidiary task paradigm*.

Beim *loading task paradigm* soll die Leistung in der Nebenaufgabe aufrechterhalten werden, auch wenn die Leistung in der Hauptaufgabe darunter leidet. Folglich dienen Schwankungen in der Reaktionszeit oder in den Fehlerraten bei der Hauptaufgabe als Indikatoren der Beanspruchung.

Beim *subsidiary task paradigm* soll hingegen die Leistung in der Hauptaufgabe konstant gehalten werden. Leistungseinbußen in der Nebenaufgabe entsprechen der bei der Absolvierung der Hauptaufgabe noch vorhandene Restkapazität.

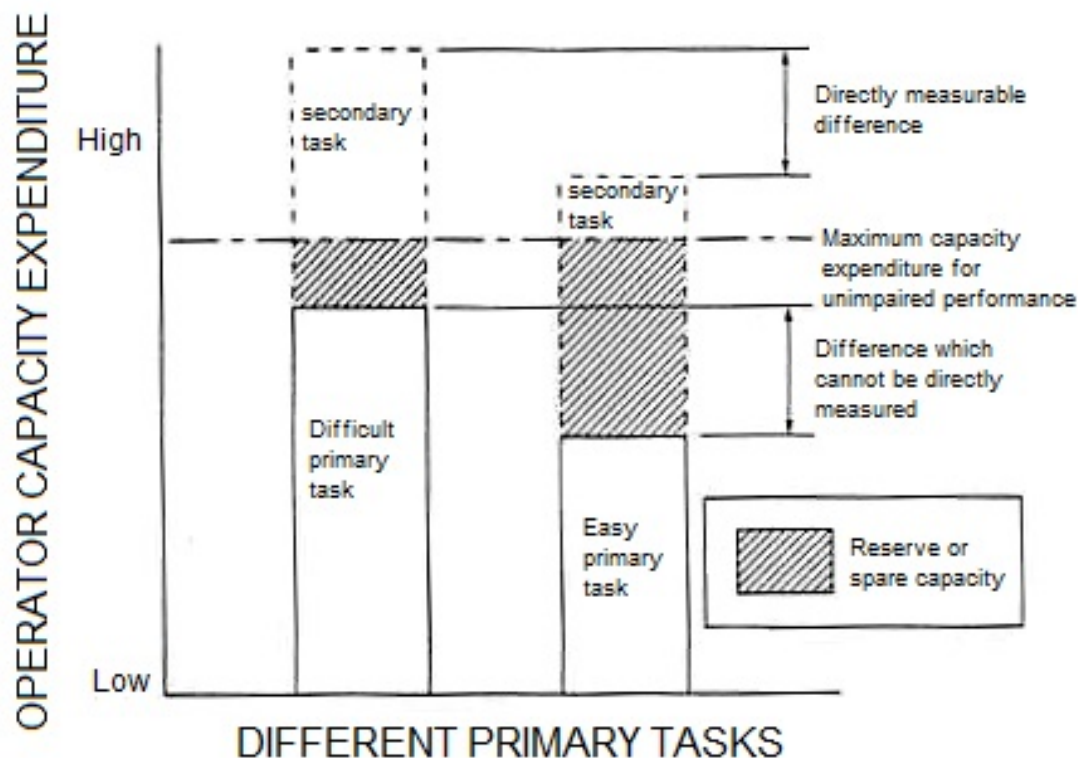


Abbildung 3.2: Kapazitätsauslastung bei der Nebenaufgaben-Leistungsmessung [OE89]

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass es schwierig ist, aussagekräftige Messwerte für die Erfassung der Beanspruchung über Verhaltens- und Leistungsmessungen

zu erhalten. So sind z. B. Leistungsdatenvergleiche zwischen verschiedenen Hauptaufgaben schwierig. Ferner kann es vorkommen, dass eine hohe Beanspruchung bei Entscheidungsprozessen durch eine Ja-Nein-Antwort nicht ersichtlich wird. Und auch stark beanspruchende Vigilanz-Aufgaben können damit nicht bewertet werden, da sie keine entsprechenden Leistungsdaten erzeugen. Leistungsmessungen bei Nebenaufgaben sind insofern problematisch, als dass trotz Anweisung des Probanden, welcher der beiden konkurrierenden Aufgaben eine höhere Priorität bei der Bearbeitung zu geben sei, die tatsächliche Aufteilung seiner Ressourcen zwischen den Aufgaben unbekannt ist. Das Hauptproblem allerdings ist die hohe Interferenz der Nebenaufgabe mit der Hauptaufgabe. Insbesondere in realitätsnahen Umgebungen kann diese Interferenz gefährliche Folgen haben. Eine Ablenkung durch die Nebenaufgabe zum falschen Zeitpunkt kann bspw. zu Unfällen führen [WH99]. Die Überlagerung der Aufgaben führt zusätzlich zu einer geringen Akzeptanz des Verfahrens bei den Operatoren, da sie als störend empfunden wird. Die Verwendung von Nebenaufgaben, insbesondere in realitätsnahen Umgebungen, ist folglich mit Vorsicht anzuwenden und zu bewerten.

3.3 Objektive Kenngrößen aus physiologischen Signalen

3.3.1 Überblick

Die menschliche Informationsverarbeitung verursacht, wie im Abschnitt 2.1.1 bereits erwähnt, Anstrengung und Kosten, die sich durch entsprechende Veränderungen physiologischer Parameter bemerkbar machen. Das Aktivierungspotential des Organismus und die psychische Beanspruchung stehen folglich in einem direkten Zusammenhang [OE89], [Rös01], [SGB⁺01]). Diese Tatsache bildet die Basis für die Erfassung der psychischen Beanspruchung mit Analyseverfahren für physiologische Signale, den Biosignalen.

Biosignale sind chemische oder elektrische Signale, die mit der Steuerung, Regelung und Informationsübertragung im menschlichen Organismus im Zusammenhang stehen. Dazu gehören insbesondere elektrische Biosignale (z. B. Herzaktivität, Gehirnaktivität), mechanische Biosignale (z. B. Gestik) und akustische Signale (z. B. Sprache).

In der DIN 4430 ist der Begriff Biosignal als Nachricht definiert, die von physikalischen (ggf. chemischen) Aktionen des menschlichen Körpers ausgeht. Oft benutzte physiologische Beanspruchungsindikatoren stammen aus der Gehirnaktivität, dem Herz-Kreislauf-System, der Respiration, dem Bewegungsapparat, dem Sehapparat, dem endokrinen Apparat und der elektrodermalen Aktivität.

Die physiologischen Parameter reagieren bei unterschiedlichen Formen der psychischen Beanspruchung auf unterschiedliche Weise und das sowohl intraindividuell als auch interindividuell. Das Hauptproblem stellt häufig die Akzeptanz der Messmethoden dar, die je nach Aufwand für das technische Ableitungsverfahren variiert und den Einsatz im Feld erschwert. Die für die Registrierung der Biosignale erforderliche Apparatur beschränkt ihre Praktikabilität, Anwendbarkeit und Akzeptanz. Andererseits ist die Augenscheinvalidität dadurch meistens gewährleistet. Die Möglichkeit einer kontinuierlichen Registrierung der Biosignale ist dagegen ein großer Vorteil, genauso wie der Ausschluss der

Manipulierbarkeit durch den Probanden und der Interferenz mit der Aufgabendurchführung. Nach Analyse der Signale stehen damit objektive Kenngrößen zur Verfügung.

Für die kontinuierliche Erfassung sind sie folglich die lukrativste Methode, da sie *on the fly* und parallel zur Aufgabenbewältigung erfasst werden können. Sie stellen unmittelbare Signale des Organismus dar und können mit minimaler Auswirkung auf die Person abgeleitet werden. Voraussetzung dafür sind kleinste, leichte und kabellose Messsysteme, die während der Arbeit getragen werden können, ohne eine Belastung darzustellen. Solche mobilen Systeme befinden sich momentan noch in der Entwicklungsphase. Betrachtet man jedoch die Anzahl der in den letzten Jahren veröffentlichten wissenschaftlichen Arbeiten und den Aufwand der Forschung auf diesem Gebiet, ist eine positive Tendenz zu beobachten, so dass in den nächsten Jahren mit rentablen mobilen Messsystemen zu rechnen ist.

Die Messung von Herz-Kreislauf-Parametern und insbesondere die Messung der Gehirnaktivität und deren Auswertung sind für die vorliegende Dissertation von besonderer Bedeutung und werden deshalb im Folgenden kurz vorgestellt.

3.3.2 Kardiovaskuläre Signale

Elektrokardiogramm

Das Elektrokardiogramm (EKG) ist die Aufzeichnung der von der Körperoberfläche abgeleiteten Summe der elektrischen Aktivitäten aller Herzmuskelfasern. Diese elektrischen Potentiale werden mit Hilfe von Elektroden an genau definierten Körperpositionen abgeleitet.

1787 entdeckte Galvani den Zusammenhang zwischen elektrischen Strömen und Muskelkontraktion an einem Froschschenkel. Ca. 50 Jahre später beobachtet Carlo Matteucci an Taubenherzen, dass die Herztätigkeit auf elektrischen Vorgängen beruht. 1872 entwickelte Gabriel Lippmann in Heidelberg das Kapillarelektrometer, mit dem 1876 der französische Physiologe Étienne-Jules Marey die elektrische Aktivität des Herzens aufzeichnete. Damit war der Grundstein für die Elektrokardiographie gelegt.

1903 entwickelte der holländische Physiologe Willem Einthoven aus einem Empfangsinstrument der Überseetelegraphie das Saitengalvanometer, mit dessen Hilfe die Analyse des EKG zu einem brauchbaren Diagnoseverfahren entwickelt und in der Klinik eingeführt wurde. Einthoven gilt als der Erfinder der Elektrokardiographie und erhielt dafür 1924 den Nobelpreis. Die von ihm eingeführten Ableitungen und die Terminologie bei den einzelnen Zacken werden noch heute verwendet.

Die Erfassung des EKGs ist heute unkompliziert möglich, so dass seine Verwendung bei einschlägigen Experimenten weit verbreitet ist. Die kardiovaskulären Parameter, die mit psychischer Beanspruchung in Verbindung gebracht werden, sind vor allem die Herzschlagfrequenz und die Herzratenvariabilität.

Die Herzschlagfrequenz (HR) ist eine wichtige Kenngröße des Herz-Kreislauf-Systems, welche einfach zu erfassen ist und den Vorteil mit sich bringt, dass sie relativ stabil gegenüber Artefakten ist [Kra91]. Sie kann anhand des EKGs ermittelt werden, den Druckschwankungen im Gefäßsystem oder der Gefäß-Blutfüllung entnommen werden

und wird in der Regel in „Schlägen pro Minute“ (bpm: *beats per minute*) angegeben. Laut [SBL10] ist eine tonische Erhöhung der Herzrate ein Indikator für eine kontrollierte Informationsverarbeitung. Des Weiteren wurde in mehreren Studien beobachtet, dass eine Erhöhung der psychischen Beanspruchung zu einer Erhöhung der Herzaktivität, d. h. einer Erhöhung der Herzrate, führt [MWB04].

Allgemein bekannt ist, dass jedoch vor allem physische Belastung einen erheblichen Einfluss auf die Herzrate hat. Auch eine emotionale Beanspruchung z. B. in Form von Aufregung, Versagensangst oder hoher Verantwortung [Jor93] erhöht die Herzrate. Weitere Faktoren, die bei der Anwendung der Herzrate als Beanspruchungsindikator kontrolliert werden müssen, sind ihre Abhängigkeit von Lebensalter, Geschlecht und Konstitution sowie die Körperhaltung und die klimatischen Bedingungen [SBL10].

Die Herzrate wird oft in Studien mit Piloten erhoben, wo die Beanspruchung verglichen mit Laborexperimenten hoch und die körperliche Aktivität, welche die Herzrate stark beeinflusst, gering ist [Waa96].

Die Herzratenvariabilität (HRV) ist eine weitere Kenngröße und wurde erstmals 1963 von Kalsbeek und Ettema [KE63] im Zusammenhang mit psychischer Beanspruchung untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass eine Erhöhung der Beanspruchung zu einem Abfall der Herzratenvariabilität führt.

Die Berechnung der HRV kann sowohl im Zeit- wie auch im Frequenzbereich erfolgen. Dabei werden im Zeitbereich statistische Maße wie Mittelwert und Standardabweichung der Inter-Beat-Intervalle (IBI, in ms) sowie die Differenz zwischen dem kürzesten und längsten Intervall ausgewertet. Die Auswertungen können über das gesamte Signal erfolgen, aber auch über kürzere Signalsegmente [MBC⁺96].

Mittels Spektralanalyse lässt sich das Leistungsspektrum der Inter-Beat-Intervalle berechnen. Drei Frequenzbänder sind von Interesse: das untere Frequenzband (VLF: *very low frequency* 0,003-0,04 Hz), das mittlere Frequenzband (LF: *low frequency* 0,04-0,15 Hz) und das obere Frequenzband (HF: *high frequency* 0,15-0,4 Hz) [MBC⁺96]. Das untere Frequenzband enthält laut [SBL10] Aussagen über die Regulationsmechanismen der Körpertemperatur, das mittlere über Mechanismen der kurzfristigen Blutdruckregulation und das obere Frequenzband über Einflüsse der Atmung. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass eine Erhöhung der Beanspruchung zu einer Abnahme der Leistung des LF- und HF-Bandes führt [VG96a]. Dabei wird hauptsächlich auf das LF-Band fokussiert [SBL10] aber auch der Quotient von LF/HF wird als beanspruchungsrelevanter Parameter benutzt [Lei11].

Zum Teil wird angenommen, dass die Bänder lediglich zwischen größeren Beanspruchungsunterschieden trennen können [Jor92], [PMA94]. Gleichzeitig existiert aber auch die Annahme, dass die Frequenzbänder nur bei einfachen Aufgaben mit wenig psychischer Beanspruchung sensitiv sind, was mit einer regelmäßigeren Atmung als in komplexen Aufgabensituationen zusammenhängen soll [VG94] (in [SBL10] und in [VG96b]), [Waa96]). Des Weiteren besteht auch die Vermutung, dass bei einer Überbeanspruchung, die auch mit Leistungseinbrüchen einhergeht, die HRV nichtlinear auf die Beanspruchungszunahme reagiert [AMM87]. So geht laut [NN03] die Abnahme der Leistung im LF-Band einher mit Zeitdruck und emotionalen Stress. Wierwille [WRC85] bezeichnet das LF-Band sogar als insensitiv gegenüber Beanspruchung. Hierbei ist ferner anzumer-

ken, dass mit steigendem Alter der Probanden eine Verminderung der Flexibilität der Blutgefäße einhergeht, welche sich in der verminderten Sensitivität der Variabilität der Herzrate bemerkbar macht ([Mul80] in [Waa96]). Auch der Einfluss des Sprechens auf den Blutdruck und folglich auch auf das LF-Band wird als Störfaktor erwähnt, insbesondere wenn es häufig vorkommt (mehr als fünfmal pro Minute) und länger andauert (mehr als 10 s) [MMM⁺88], [Por92].

Nach Analyse der Literatur kann es als sicher gelten, dass Veränderungen der einzelnen Bänderleistungen auf verschiedene Mechanismen des Herz-Kreislauf-Systems zurückzuführen sind, die gemeinsam zur Regulation der Herzrate beitragen. Allerdings sind die beschriebenen Zusammenhänge nicht konsistent.

Blutdruck

Beim Blutdruck wird zwischen venösem und arteriellem Blutdruck unterschieden, wobei der letztere der gebräuchlichste ist. Der Blutdruck kann direkt, d. h. invasiv (blutig), oder indirekt, d. h. nicht invasiv (unblutig), gemessen werden.

Scipione Riva-Rocci beschrieb 1896 als erster die palpatorische Methode zur indirekten Blutdruckmessung und schuf mit seinem Sphygmomanometer den Prototypen des modernen Blutdruckmessers, welcher die Ermittlung des systolischen Wertes ermöglichte.

1905 wurde die Methode durch Nikolai Korotkoff verbessert. Er setzte das Stethoskop zur Bestimmung des Blutdrucks ein und entwickelte somit die auskultatorische Methode, mit der auch der diastolische Blutdruck ermittelt werden kann [Elt01], [Loh10].

Den oben vorgestellten Verfahren können jedoch nur diskrete Blutdruckwerte in mindestens einminütigen Abstand entnommen werden [Loh10], [Elt01]. Eine Methode zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Blutdruckmessung ist die Volumenkompensationsmethode nach Peñáz von 1973, die auf einer bereits 1878 vom Physiologen Marey beschriebenen Methode beruht. Auf dieser Methode basiert das in dieser Arbeit verwendete und im Kapitel 5 vorgestellte Gerät Finometer PRO [BL05]. Hierbei wird eine Manschette um den Finger gelegt. Mittels einer im Manschettensystem integrierten Infrarot-Lichtquelle und einer gegenüberliegenden Photozelle werden dabei die Blutvolumenschwankungen in der Arterie erfasst (Photoplethysmogramm) [Elt01], [Loh10].

Der Blutdruck gilt als ein weiterer wichtiger kardiovaskulärer Parameter, der mit psychischer Beanspruchung in Verbindung gebracht wird. Seine Messung über einen ganzen Arbeitstag bildet eine häufig verwendete Methode zur Registrierung von Beanspruchung. Von besonderem Interesse dabei sind Tätigkeiten mit erhöhten Anforderungen, Entscheidungssituationen und hoher Verantwortung [SBL10]. Dabei ist der Blutdruck sehr stark mit der Herzrate verbunden.

Veltman und Gaillard [VG96a] berichten über einen Zusammenhang zwischen Blutdruck und verschiedenen Aufgabenschwierigkeitsstufen. Hjortskov et al. [HRB⁺04] behaupten dagegen, dass dieser, im Gegensatz zur Herzrate, die kardiovaskuläre Kontrollmechanismen direkt widerspiegelt, nur teilweise Veränderungen der psychischen Beanspruchung markiert und damit nicht sensitiv ist.

Auch hier lässt sich die Variabilität als Kenngröße berechnen, die ebenfalls mit der Variabilität der Herzrate zusammenhängt [Waa96].

3.3.3 Elektroenzephalogramm

Zur Messung der Gehirnaktivität existieren unterschiedliche Verfahren, wie z. B. die Magnetoenzephalographie (MEG), die funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRT), die Nahinfrarotspektroskopie (fNIR), aber auch invasive Methoden. Hier soll die klassische Elektroenzephalographie als ein weit verbreitetes, risikoarmes Verfahren mit einer sehr hohen zeitlichen Auflösung Verwendung finden.

Das menschliche Gehirn stellt das zentrale Organ des Zentralnervensystems dar, ist verantwortlich für alle Handlungen, verarbeitet jegliche Sinneseindrücke und beinhaltet das Gedächtnis. Vereinfacht lässt es sich in vier Hauptbereiche unterteilen: Großhirn, Zwischenhirn, Kleinhirn und Hirnstamm. Dabei ist das Großhirn (*cerebrum*) der größte der vier Bereiche und von besonderem Interesse, da seine äußere Schicht – die Großhirnrinde (*Cortex cerebri*) – eine an Nervenzellen reiche Schicht ist. Der Kortex wird in sechs Hirnlappen unterteilt, die wiederum verschiedene Areale beinhalten. Der Inselappen ist bedeckt von Teilen des Frontal-, Parietal- und Temporallappens. Der limbische Lappen setzt sich aus entwicklungsgeschichtlich älteren Teilen des Kortex (z. B. *Gyrus cinguli* und *Hippocampus*) zusammen. Die Funktionen aller Hirnlappen sind in Tabelle 3.3 aufgezählt.

Die Elektroenzephalographie beim Menschen wurde 1924 von Hans Berger an der Universität Jena entwickelt [Ber29]. Seitdem wurde sie kontinuierlich weiterentwickelt und verbessert, angefangen von einer Verbesserung der Ortsauflösung und Messempfindlichkeit bis hin zu neuen Verfahren und Methoden bei der Signalauswertung. Heute gehört das Elektroenzephalogramm (EEG) zum klinischen Alltag und das Marktangebot an EEG-Aufnahmesystemen ist zufriedenstellend groß. EEG-Aufnahmesysteme bestehen in der Regel aus vier Teilen: Elektroden, Verstärker und Filter, A/D-Wandler und Aufzeichnungsgerät.

Potentialdifferenzen werden in der Regel von auf dem Kopf platzierten Elektroden gegen eine gemeinsame Referenzelektrode abgeleitet. Auch die Ableitung gegen eine Summenreferenz (ähnlich der EKG-Wilson-Ableitung) ist möglich. Übliche Referenzelektroden sind die Cz oder die verbundenen Mastoiden (Knochen hinter dem Ohr). Es können jedoch auch bipolare Ableitungen vorgenommen werden, d. h. Potentialdifferenzen zwischen Elektrodenpaaren.

Die Elektroden-Nomenklatur orientiert sich an den bereits eingeführten Gehirnregionen: F (frontal), C (zentral), T (temporal), P (parietal) und O (okzipital). Elektroden auf der linken Hemisphäre haben ungerade, Elektroden auf der rechten Hemisphäre gerade Zahlen und die mittleren Elektroden werden durch ein „z“ gekennzeichnet. Es können bis zu 256 Kanäle abgeleitet werden, was jedoch mit einem erheblichen Zeitaufwand für die Probandenvorbereitung verbunden ist. Gewöhnlich wird auch eine Erdungselektrode angebracht, um die Gleichtaktverstärkung zu minimieren, welche jedoch nicht mit der Referenzelektrode verbunden werden darf. Die Signale (im μV -Bereich) werden mittels Differenzverstärker mit Faktoren über 1000 vorverstärkt, mit einer Abtastfrequenz zwi-

Bezeichnung	Funktion
Frontallappen	Planung, Koordination, „Werte“, Motivation, Problemlösung, Sozialisation, Sprachproduktion, Motorik, Sexualverhalten, Mimik
präfrontaler Kortex (verantwortlich für exekutive Funktionen)	Impuls-, Emotions- und Verhaltenskontrolle, Kognition, Planung, „Persönlichkeit“, soziale Anpassung, „angemessenes“ Verhalten, Ziel- und Wertorientierung, Urteilkraft, Differenzierung, Auswahl, Entscheidungsfindung, Voraussicht, Ausrichtung an mögliche Konsequenzen und Kurzzeitgedächtnis (Arbeitsgedächtnis)
Parietallappen	Somatosensorisch, visuospatial (räumlich), Rechnen, Lesen, „Selbst“, selektive Aufmerksamkeit (superior) episodisches Gedächtnis (links, posterior) Schmerz (kognitive Erkennung – auch z. B. in dargestellten Szenen – und Verarbeitung)
Okzipitallappen	Sehen, Farberkennung, (Hören)
Temporallappen	Gehör, Sprache, Verarbeitung visueller Information, deklaratives, episodisches, explizites Gedächtnis, Lernen – Transferieren von Inhalten vom Kurz- ins Langzeitgedächtnis, Kontrolle des räumlichen Gedächtnisses; konfigurales Lernen, Wiedererkennung
Inferior	Arbeitsgedächtnis – kurzzeitige Speicherung, Vergleich mit den nächstfolgenden Wahrnehmungsinhalten; Sucht
Insellappen	Körperwahrnehmung, subjektive emotionale Erfahrung, bewusste Gefühle, Abscheu, Sucht, Empathie, Empathie mit Schmerz, Erkennen von Ungerechtigkeit Entscheidungsfindung in riskanten Situationen
Belohnungssystem (z. T.)	motorische Anpassung nach Belohnung, Bestrafung;
Limbischer Lappen	Erkennung, Verarbeitung, Regulierung, Weiterleitung von Emotionen; Entstehung von Triebverhalten; Gedächtnis; Bestandteil des Belohnungssystems; Regulierung des Autonomen Nervensystems; Verarbeitung sensorischer Stimuli (Schmerz, Gerüche)

Tabelle 3.3: Gehirnregionen und ihre Funktion [Leh09]

schen 250 und 1000 Hz abgetastet, analog/digital umgesetzt und in einem Computer für die weitere Verarbeitung abgespeichert. Für eine detaillierte Darstellung der Signalentstehung sei auf einschlägige Literatur verwiesen [ED10], [ZNBH02].

Zur Auswertung des EEGs sind grundsätzlich zwei Herangehensweisen üblich: die Analyse ereigniskorrelierter Potentiale und die Analyse der EEG-Spontanaktivität. Diese beiden Auswertungsmethoden werden im Folgenden beschrieben und ihre für die Beanspruchungsmessung relevanten Parameter vorgestellt.

Ereigniskorrelierte Potentiale

Ereigniskorrelierte Potentiale (EKP) sind Potentialschwankungen, die synchron zu einem Stimulus auftreten, der durch entsprechende Trigger im EEG markiert werden muss. Die Methode der EKP beruht auf der Tatsache, dass das Gehirn bei der Wiederholung gleicher Ereignisse (Reize, Stimuli) immer ähnlich reagiert. Folglich ist es wichtig, diese Stimuli im EEG zu triggern, um im Nachhinein gleichgroße Zeitabschnitte (Epochen) um die Stimuli-Trigger herum segmentieren zu können. Zur Verringerung des Rauschens werden die extrahierten Epochs gemittelt, wodurch die ereigniskorrelierten Potentiale bzw. die EKP-Komponenten sichtbar und auswertbar werden.

Ein funktionaler Zusammenhang zwischen psychischer Beanspruchung und EKP wurde in mehreren Untersuchungen in den letzten Jahrzehnten nachgewiesen [Joh86], [SJ04], [RRSG05], [SBZJ65], [Pol87], [KP07]. Die am meisten in Beziehung zur Beanspruchung gesetzte EKP-Komponente ist dabei die P300, die typischerweise zentroparietal auftritt und ein Maximum über den parietalen Kortex aufweist [Lei11]. Betrachtet werden ihre Latenz und ihre Amplitude.

Obgleich die EKP ein Kriterium zur Bestimmung der Beanspruchung darstellen, unterliegen sie Einschränkungen bzgl. des Einsatzes unter Realbedingungen, da sie immer mit relevanten Stimuli gekoppelt werden müssen. Solche Stimuli sind jedoch nicht immer gegeben bzw. sind nicht kontrollierbar und ihr z. T. unvorhersehbares Auftreten kann schwer automatisch vom System getriggert werden.

EEG-Spontanaktivität

Für die vorliegende Arbeit ist die EEG-Spontanaktivität von Bedeutung, da sie in dem neuen System zur Registrierung der psychischen Beanspruchung unter realen Arbeitsbedingungen eingesetzt wird. Das Spontan-EEG besteht aus verschiedenen Frequenzen, wobei jedoch meistens eine Grundfrequenz vorherrscht (Abb. 3.3). Sie ist visuell erkennbar und von sensorischen Reizen bzw. vom jeweiligen Zustand abhängig.

Wie stark die einzelnen im Signal enthaltenen Frequenzen sind, wird in der Regel anhand der Spektralanalyse ermittelt. Typischerweise ist das Frequenzspektrum des EEGs in fünf Frequenzbänder kategorisiert (Tab. 3.4).

Delta-Aktivität (δ) bei Erwachsenen wird hauptsächlich mit der traumlosen Tiefschlafphase assoziiert. Im Wachzustand auftretende Delta-Aktivität hat pathologische Hintergründe (Tumore, entzündliche Prozesse im Gehirn, Gehirntraumata oder Arteriosklerose) oder es handelt sich um Augenartefakte, die sich gewöhnlich in diesem Fre-

Bezeichnung	Frequenzen
δ	0-4 Hz
θ	4-8 Hz
α	8-12 Hz
β	12-30 Hz
γ	> 30 Hz

Tabelle 3.4: EEG-Frequenzbänder

quenzband zeigen.

Theta-Aktivität (θ) tritt vermehrt über dem Hippocampus bzw. den Neokortex auf und wird mit tiefer Entspannung, Meditation bzw. den Übergang vom Wach- zum Schlafzustand in Verbindung gebracht, aber auch mit Lernen und Gedächtnisfunktionen sowie mit anderen, hohe Konzentration verlangenden Aufgaben [Hag08].

Alpha-Aktivität (α) ist ein Maß für den Entspannungsgrad des Gehirns. Die Entspannung ist durch eine erhöhte Leistung im α -Band gekennzeichnet und wird insbesondere durch visuelle Reize beeinflusst, die dann zu einer Abnahme der Bandleistung führen. Alpha-Aktivität ist folglich am besten im Okzipitalbereich ableitbar, wo die Verarbeitung der visuellen Wahrnehmung stattfindet. Eine hohe Leistung im α -Band tritt hauptsächlich bei geschlossenen Augen auf und nimmt beim Augenöffnen dann ab (Alpha-Blockade, Berger-Effekt). Das Kopfrechnen bei geschlossenen Augen hat interessanterweise den gleichen Effekt wie das Augenöffnen, nämlich eine Abnahme der Leistung des α -Bandes. Akustische oder taktile Reize sowie eine bildhafte Vorstellung können ebenfalls zu einer Verminderung der Alpha-Aktivität führen.

Aktivität im gleichen Frequenzbereich, jedoch über den motorischen Kortex wird als **Mü-Aktivität** (μ) bezeichnet und wird mit motorischen Bewegungen (bzw. Vorstellung von Bewegung) assoziiert. Am prominentesten ist Mü-Aktivität bei physischer Inaktivität. Sie wird durch motorische Aktivität und sogar allein durch ihre Vorstellung unterdrückt.

Beta-Aktivität (β) ist überwiegend in frontalen bzw. zentralen Regionen beobacht-

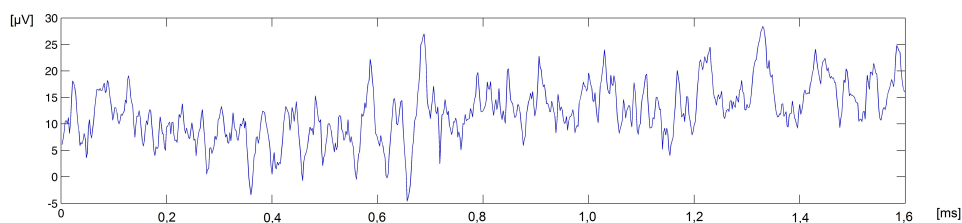


Abbildung 3.3: Das Elektroenzephalogramm – Signalausschnitt.

bar und die Grundaktivität eines sich im Wachzustand befindlichen Gehirns. Neuere Untersuchungen bringen die Beta-Aktivität in Verbindung mit bewusster Verarbeitung, intensiven Denkprozessen, visueller Konzentration und Aufmerksamkeitsorientierung [Doo09], [BS06]. Es ist üblich, das β -Band zu unterteilen. Das niedrige β -Band (13-15 Hz) spiegelt einen Zustand entspannter, nach Außen gerichteter Aufmerksamkeit wider, das mittlere β -Band (15-21 Hz) den Zustand hellwacher Konzentration und das hohe β -Band eine Überaktivierung, Stress bzw. Angst.

Gamma-Aktivität (γ) tritt hauptsächlich bei starker Konzentration und Lernprozessen auf.

Quantitative Unterschiede der EEG-Parameter aus dem Frequenzbereich in Abhängigkeit von der Schwierigkeit der Aufgaben sind bereits in mehreren Studien, sowohl im Labor als auch im Feld, untersucht worden.

Insbesondere das θ -Band variiert in Abhängigkeit von der Schwierigkeitsstufe und wird mit Prozessen, die das Arbeitsgedächtnis beanspruchen, das Lösen von Problemen und das Aufschlüsseln von Informationen beinhalten, aber auch mit Selbstüberwachungsprozessen assoziiert [SBG⁺07]. Dabei steigt mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit die Leistung des θ -Band im frontalen Bereich an [SBG⁺07], [ISI⁺94], [GSMY97], [SGB⁺01]. Diese Region ist für die Aufmerksamkeitskontrolle entscheidend und folglich bei der Ausübung komplexer kognitiver Aufgaben, die eine erhöhte Aufmerksamkeit verlangen, aktiviert [SGB⁺01], [PP90], [PR92].

Die Leistung des α -Bandes hingegen fällt laut [GSMY97] mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit. Laborergebnisse zeigen, dass z. B. während einer N-back-Aufgabe (vgl. Abschnitt 4.2) eine Erhöhung der Leistung des frontalen (Fz) θ -Bandes und eine Abnahme der Leistung des parietalen (Pz) α -Bandes zwischen 0-back- und 2-back-Aufgabe auftritt [GS00]. Der Vergleich zwischen komplexeren Aufgaben zeigte ähnliche Ergebnisse [SGB⁺01], [Wil02a], [WR03a], wie auch Feldstudien, die z. B. die Untersuchung von Piloten bei Flügen unterschiedlicher Komplexität [Wil02a] zum Gegenstand hatten.

Aber es gibt auch Studien mit gegenteiligen Ergebnissen, die die oben erwähnten Theorien in Frage stellen. So ist beobachtet worden, dass die Leistung des θ -Bandes zwar mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit bis zu einem gewissen Grad steigt, jedoch bei sehr hohen Schwierigkeitsstufen wieder fällt [Kra91], [PHPM88]. Eine mögliche Erklärung für diesen Sachverhalt ist der Verlust der Motivation beim Probanden und damit eine Abnahme der investierten Bemühung bzw. Anstrengung.

Widersprüchliche Ergebnisse existieren auch in Bezug auf das α -Band. Eine äußerst umfangreiche und detaillierte Auflistung verschiedener Studien und Theorien, die mit zunehmender Aufgabenkomplexität eine Erhöhung der Leistung des α -Bandes feststellten, ist bei [Hag08] zu finden. Unterschieden wird ferner zwischen Aufgaben, die sensorischer Information bedürfen und folglich eine nach außen gerichtete Aufmerksamkeit verlangen, und Aufgaben, die sensorische Information abweisen und eine nach innen gerichtete Aufmerksamkeit verlangen, wie z. B. Arithmetik-Aufgaben, mentale Vorstellung und Arbeitsgedächtnisaufgaben. Wird, wie bei ersteren, eine visuelle Strategie zur Lösung der Aufgabe eingesetzt, so nimmt – wie erwartet – die Leistung des α -Bandes wieder ab. Eine

andere Theorie besagt, dass bei hochkonzentriertem Denken jegliche Bewegung erstarrt und eine Erhöhung der α -Bandleistung über den motorischen Kortex erfolgt (siehe auch μ -Aktivität weiter oben) [JGKL02].

Die drei weiteren Frequenzbänder sind im Zusammenhang mit psychischer Beanspruchung seltener untersucht worden, und die Ergebnisse sind zudem konträr. Beispielsweise ist eine Zunahme der β -Bandleistung mit größerer Aufgabenschwierigkeit zu beobachten [BWS96], jedoch bei einer simulierten Flugaufgabe [DJPG05] eine Abnahme der β -Aktivität beim Vergleich zwischen Ruhe-Sequenzen und Aktiv-Sequenzen. Üblich ist auch die Berechnung von Frequenzband-Ratios, wie z. B. $(\theta + \alpha)/\beta$, welches nach [BW93] mit steigender Beanspruchung zunimmt.

Die Analyse der EEG-Spontanaktivität ist eine vorteilhafte Alternative zur Auswertung der EKP. Zur Erfassung der psychischen Beanspruchung ist sie bereits in mehreren Untersuchungen, sowohl im Labor wie auch im Feld [GW92], [BLL⁺07], [LWR09], [LR11b], [KDB⁺07], [Wil01], [Wil02b], benutzt worden. Die größte Aussagekraft zeigten dabei Variationen im θ - und α -Band. Dennoch existieren keine allgemeingültigen Verfahren für eine Indexierung der psychischen Beanspruchung anhand der EEG-Frequenzbänder. Ansätze dazu, die mittels maschinellem Lernen und Klassifikationsalgorithmen sich der Problematik nähern, sind immer von der Aufgabe und den Personen abhängig, die zum Training des Systems verwendet worden sind, und somit nicht allgemeingültig (vgl. Abschnitt 3.4).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das EEG wichtige Vorteile gegenüber anderen Biosignalen aufweist, wie z. B. die Manifestation der Funktion des Zentralnervensystem, die Erfassung zeitlicher Veränderungen im Millisekundenbereich und folglich eine hohe Sensitivität. Die Elektroenzephalographie ist ein vielversprechendes Messverfahren zur Erfassung der psychischen Beanspruchung, insbesondere wenn die neuen Technologien der Trockenelektroden und der kabellosen Signalübertragung ihre Praktikabilität in der nahen Zukunft erhöhen werden.

3.4 Grenzen bisheriger Verfahren

Forschung bzgl. einer kontinuierlichen Zustandserfassung anhand psychophysiologischer Signale und damit bzgl. *adaptive aiding design* ist in jüngster Zeit vor allem beim Entwurf von Mensch-Maschine-Systemen von Interesse. Dieser an Bedeutung wachsende Forschungsbereich konzentriert sich neben der kognitiven Zustandserfassung vermehrt auch darauf, wie dieses Wissen benutzt werden kann, um die kognitive Leistungsfähigkeit zu optimieren. Durch die Bewertung von Anforderungen und von der damit verbundenen psychischen Beanspruchung wird eine verbesserte Gestaltung von Arbeitsgeräten, Systemen und Aufgaben angestrebt. Ferner ist auch die Integration des mentalen Zustands in ein adaptives System (*adaptive automation*) denkbar, um Anforderungen zu optimieren und damit die Arbeit zu erleichtern. Ein vieldiskutiertes Problem der Automatisierung von Abläufen bildet auch das blinde Vertrauen in die Perfektion des automatisierten Ablaufs und der damit verbundene Abbau der eigenen Fähigkeiten, denen entsprechend entgegenzuwirken ist. Lässt sich die Beanspruchung des Operators kontinuierlich erfassen

sen, kann die Aufgabenteilung zwischen Mensch und Maschine so gestaltet werden, dass bei optimaler Beanspruchung eine maximale Leistung des Gesamtsystems erzielt wird.

Basis für die Beurteilung der psychischen Beanspruchung anhand eines Indizes ist in vielen Studien die Kombination von Parametern aus dem EEG-Spektrum als Verhältnis von Bänderleistungen [BW93], [PBB95], [PFS⁺00], [PPF⁺01]. Im Forschungsfeld des *Brain Computer Interface* werden hingegen verschiedene Merkmale zu einem Merkmalsvektor zusammengestellt und für einen Klassifikatorentwurf verwendet. Üblich ist die Klassifikation in drei Klassen: *low*, *medium* und *high load* [WF95], [GSL⁺98], [WS04], [HS08], [HPS10]. Des Weiteren gibt es auch Arbeiten, die bei der Klassifikation Merkmalsvektoren aus unterschiedlichen Biosignalparametern benutzen [HP05], [PJS10]. Diese können z. B. der Pupillendurchmesser, das EMG, EKG, der Hautleitwert oder die Atmung sein.

Dennoch hat keins dieser Verfahren bisher Eingang in ein praktikables System zur Beanspruchungsdiagnostik gefunden. Die Ursachen dafür sind vielfältig. Der wichtigste Grund ist sicher, dass die meisten Verfahren nicht echtzeitfähig sind, denn sie arbeiten für die Segmentierung und Analyse des EEGs mit einer Fensterbreite von über 3 min. Damit sind kurzfristige Veränderungen nicht zu erfassen [WR03a], [GTH⁺08].

Problematisch ist auch, dass für das Training der Klassifikatoren alle Merkmalsvektoren einer Aufgabe mit dem gleichen Label markiert werden. Innerhalb einer Aufgabe können jedoch verschiedene Beanspruchungsniveaus existieren. Ferner kann die Beanspruchung bei verschiedenen Personen trotz gleicher Aufgabe variieren.

Zum Anderen ist die Auswahl des Untersuchungssettings suboptimal. Die Aufgaben beschränken sich entweder auf die Manipulation der Anforderungen bzgl. lediglich einer kognitiven Domäne (z. B. Arbeitsgedächtnis) oder sind so komplex, dass die Beanspruchung das Ergebnis verschiedenster Faktoren sein könnte. Letzteres ist besonders kritisch, wenn Algorithmen des maschinellen Lernens zur Klassifikation der Beanspruchung zum Einsatz kommen [WR03b], [KDB⁺07].

Die Kombination verschiedener Biosignale ist für den realen Einsatz im Feld aufwendig. Die Verkabelung der Probanden für die gleichzeitige Registrierung der unterschiedlichen Biosignale gewährleistet keine Interferenzfreiheit und beeinträchtigt die Praktikabilität und Akzeptanz des Systems. Ein System, das mit Sensorik zur Registrierung von lediglich einem Biosignal auskommt ist eindeutig zu bevorzugen.

Eine vielversprechende Alternative bietet die von Lei [LR11a] verwendete Methode, die mit lediglich zwei Elektroden auskommt und sich der Eigenschaften logistischer Funktionen bedient (Abschnitt 7.5.2). Sie zeichnet sich dadurch aus, dass der berechnete Beanspruchungsindex kontinuierlich über kleine Zeitsegmente gebildet wird. Diese Segmente werden nicht mit einem Label je Aufgabe markiert, sondern können innerhalb derselben Aufgabe unterschiedlich sein. Die Methode ähnelt also sehr den Ansätzen, in denen Ratios gebildet werden. Im Gegensatz dazu besteht sie jedoch aus einer Systemtrainingsphase, die es im Nachhinein erlaubt, die Kombination der verwendeten Bänder auf einen zwischen allen Probanden vergleichbaren Index von 0 bis 1 zu projizieren. Das Hauptproblem der Methode ist jedoch ihre Referenzierung anhand der subjektiven Bewertungen der Probanden (vgl. dazu Kapitel 7). Da die Methode erst 2011 veröffentlicht wurde, ist zur Praktikabilität, zum Anwendungsbereich und zur Güte noch keine

3 Bewertung von psychischer Beanspruchung

abschließende Einschätzung möglich.

Zahlreiche psychologische Studien haben gezeigt, dass das EEG für die Indexierung der Beanspruchung ein an sich sehr geeignetes und sensibles Signal darstellt. Seine Anwendung als Basis für die Indexierung der psychischen Beanspruchung durch ein kontinuierlich und automatisiert arbeitendes System ist als besonders aussichtsreich einzuschätzen.

Teil II

Empirischer Teil

4 Aufgabenbatterie

Die moderne Arbeitswelt stellt hohe Anforderungen an die kognitiven Fähigkeiten der Beschäftigten. Diese Anforderungen wurden im Rahmen dieser Dissertation durch die Implementierung einer Batterie simuliert, die komplexe Aufgaben mit hohen Anforderungen an die exekutive Kontrolle beinhaltet.

Die Aufgabenbatterie besteht aus neun Aufgaben: 0-back und 2-back (Abschnitt 4.2), Sternberg und serieller Sternberg (Abschnitt 4.3), Stroop (Abschnitt 4.4), Switching (Abschnitt 4.5) und AOSPAN (Abschnitt 4.6). In den einzelnen Abschnitten werden sowohl die kognitiven Funktionen, die für die Aufgabenerfüllung erforderlich sind, als auch die Implementierung der Aufgaben dargestellt.

4.1 Anforderungen der Arbeitswelt und Aufgabenauswahl

Ausgehend von der Tatsache, dass Aufgaben mit hohen Anforderungen an die kognitive Kontrolle mehr Ressourcen in Anspruch nehmen [FU00] und damit hoch beanspruchend sind, wurde nach eingehender Literaturrecherche und in Zusammenarbeit mit Psychologen des Leibniz-Instituts für Arbeitsforschung an der TU Dortmund (IfADo) und der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin in Berlin (BAuA) eine Aufgabenbatterie zusammengestellt. Dabei wurde besonderer Wert darauf gelegt, dass die für die experimentellen Untersuchungen ausgewählten Aufgaben differenzierte Anforderungen an die exekutiven Funktionen (vgl. Abschnitt 2.1.3) der Probanden stellen.

Exekutive Funktionen reifen im Verlauf der Kindheit langsam heran und können im späten Erwachsenenalter nachlassen [ZCB04], [KK08]. Sie bilden die Basis für die Bewältigung der hohen kognitiven Anforderungen der modernen Arbeitswelt, als da wären: wachsende Anforderungen an Daueraufmerksamkeit, Informationsüberflutung, Arbeitsunterbrechungen, Aufgabenwechsel und Multitasking. Das Ausmaß, in dem die exekutiven Funktionen im Arbeitsalltag in Anspruch genommen werden, kennzeichnet die Belastung und spielt damit eine kritische Rolle bei der psychischen Beanspruchung.

Im Zusammenhang mit der Manipulation der im Arbeitsgedächtnis gespeicherten Information, die kennzeichnend für mentale Prozesse ist, ist das Arbeitsgedächtnis direkt involviert bei Prozessen wie Lernen, Verstehen, Planen, logisches Denken und Entscheiden. Insofern ist das Arbeitsgedächtnis ein wesentlicher Faktor für die kognitive Leistungsfähigkeit [WWFG11].

Ein weiterer wichtiger Faktor für die kognitive Leistungsfähigkeit und somit zur Beanspruchung beitragend, ist die kognitive Rigidität und die kognitive Flexibilität. Unter kognitiver Rigidität versteht man die entstehende Interferenz durch mangelnde Inhibition der aktuell irrelevanten Aufgabe oder Regel [ASH94], während kognitive Flexibi-

lität den Zeitaufwand zur internen Rekonfiguration zwischen den Aufgabenregeln beschreibt [RM95]. Darüber hinaus ist vom *crosstalk* die Rede, wenn die irrelevante Regel theoretisch auch auf den aktuellen Reiz anwendbar ist, jedoch inhibiert werden soll. Durch den Mehrbedarf an endogener Kontrolle beansprucht *crosstalk* stark die kognitive Leistungsfähigkeit.

Die im Abschnitt 2.1.3 beschriebenen exekutiven Funktionen *shifting*, *updating* und *inhibition* lassen sich mit Aufgaben wie N-back, Sternberg, AOSPAN, Stroop oder Switch gut abbilden. Tabelle 4.1 fasst die hier verwendeten Aufgaben und die damit vorrangig im Zusammenhang stehenden exekutiven Funktionen kurz zusammen. Eine detaillierte Beschreibung ist dem jeweiligen Abschnitt zu entnehmen.

Aufgabe	Arbeitsgedächtnis	<i>updating</i>	<i>inhibition</i>	<i>shifting</i>	<i>multitasking</i>
0-back	(x)				
2-back	x	x			
Sternberg	xx				
Ser. Sternberg	xx	x			
Stroop	x		x		
Switch-GER	x				
Switch-NUM	x				
Switch-XXX	x			x	
AOSPAN	xxx	x		x	x

Tabelle 4.1: Verwendete Aufgaben und ihre vorrangige Beanspruchungsquelle. Das x entspricht der Stärke der Inanspruchnahme der jeweiligen exekutiven Funktion.

Die Aufgabenbatterie wurde mit der Software Application Suite E-Prime implementiert. Die Konzeption, Implementierung und Testung der Aufgabenbatterie samt Instruktionen, Übungsaufgaben und Fragebogen nahm ca. 10 Monate in Anspruch.

4.2 0-back- und 2-back-Aufgabe

Die Aufrechterhaltung und Aktualisierung von Informationen ist eine zentrale exekutive Funktion (vgl. Abschnitt 2.1.3), bei der das Arbeitsgedächtnis als temporärer Speicher von neuer Information, aber auch von abgefragter Information aus dem Langzeitgedächtnis die wichtigste Rolle spielt. Aufgrund seiner begrenzten Kapazität müsste die unterschiedlich starke Belastung des Arbeitsgedächtnisses sich unterschiedlich auf die Beanspruchung des Menschen auswirken. Ferner ist bekannt, dass kognitive Prozesse im Arbeitsgedächtnis in den frontalen und parietalen Gehirnregionen lokalisiert sind [MLG⁺03], [CHB⁺11].

Eine allgemein akzeptierte Aufgabe zur Beurteilung von Prozessen des Arbeitsgedächtnisses ist die N-back-Aufgabe. Dabei werden dem Probanden seriell Stimuli präsentiert. Seine Aufgabe besteht darin, dann zu reagieren, wenn der präsentierte Stimulus identisch mit den N Positionen des vorher gezeigten Stimulus ist. Die Zahl N gibt folglich die

Anzahl der Stimuli an, die jeweils im Arbeitsgedächtnis bewahrt werden müssen. Dabei wird die induzierte Beanspruchung mit steigendem N größer.

Für die Aufgabenbatterie wurden Aufgaben mit $N=0$ und $N=2$ implementiert. Bei beiden werden seriell weiße Buchstaben auf schwarzem Hintergrund auf dem Computerbildschirm präsentiert. In der 0-back-Aufgabe wird der Proband aufgefordert, unverzüglich mit einem Mausklick zu reagieren, sobald der Buchstabe X erscheint (Abb. 4.1). Die Aufgabe induziert folglich eine äußerst geringe Beanspruchung und dient lediglich als Kontrollbedingung. In der 2-back-Aufgabe steigt die Anforderung an das Arbeitsgedächtnis und damit auch die Beanspruchung. Hier soll dann unverzüglich mit einem Mausklick reagiert werden, wenn der präsentierte Buchstabe identisch mit dem vorletzten Buchstaben ist (Abb. 4.2). Während es sich bei der 0-back-Aufgabe um eine einfache Detektionsaufgabe handelt, muss bei der 2-back-Aufgabe der Arbeitsgedächtnisinhalt ständig aktualisiert werden.

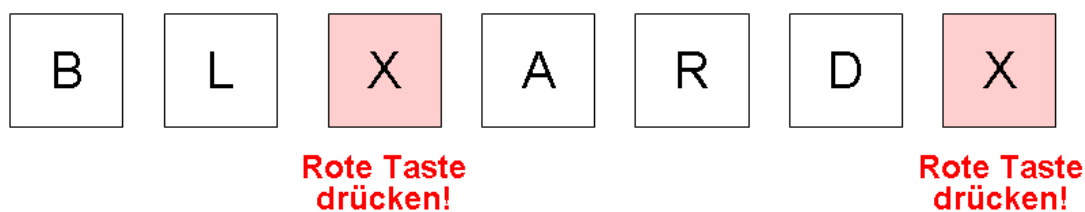


Abbildung 4.1: 0-back-Aufgabe

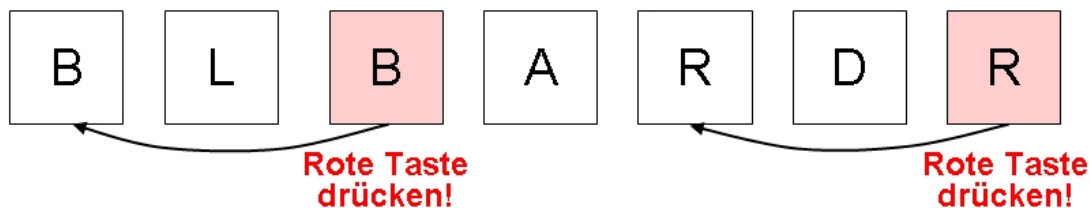


Abbildung 4.2: 2-back-Aufgabe

In der Mitte des schwarzen Monitors erschienen umrandet mit einem weißen Quadratrahmen für 200 ms die weißen Buchstaben. Nach den 200 ms verschwand der Buchstabe und der Rahmen blieb für 1300 ms leer bis der nächste Buchstabe darin erschien. Der Proband konnte vom Erscheinen eines Buchstabens bis zum Erscheinen des nächsten Buchstabens reagieren, d. h. er hatte maximal 1500 ms Zeit. Während der 0-back-Aufgabe wurden 184 Buchstaben präsentiert, wobei auf 38 davon zu reagieren war (ca. 20 % Targets). Die 2-back-Aufgabe bestand aus 202 Buchstaben und 40 Targets, was ebenfalls eine Target-Auftrittswahrscheinlichkeit von ca. 20 % bedeutet. Beide Aufgaben dauerten jeweils ca. 5 min.

4.3 Sternberg-Aufgaben

Die Sternberg-Aufgabe [Ste66] ist eine Speichersuchlauf-Aufgabe. Sie ist eine gut etablierte und oft benutzte Methode in der Kognitionsforschung. Üblicherweise wird dem Probanden ein Set von Buchstaben präsentiert, die er sich merken soll. Nach einer kurzen Aufrechterhaltungsphase wird ein Testbuchstabe gezeigt und der Proband hat unverzüglich zu entscheiden, ob dieser im Set dabei war oder nicht. In Abhängigkeit von der Länge des Sets, d. h. der Anzahl der präsentierten Buchstaben, verändert sich proportional auch die Reaktionszeit bis zur Entscheidung, und zwar unabhängig davon, ob der Testbuchstabe im Set dabei war oder nicht, und unabhängig von der Position des Testbuchstabens im Set. Das spricht einerseits dafür, dass die Verarbeitung im Arbeitsgedächtnis seriell stattfindet und auch dafür, dass, bevor eine Entscheidung gefällt wird, der gesamte Inhalt des Arbeitsgedächtnisses gescannt wird. Es handelt sich folglich auch hier, ähnlich der N-back-Aufgabe (Abschnitt 4.2), um eine Aufgabe, die das Arbeitsgedächtnis in Anspruch nimmt.

Es wurden zwei Varianten der Sternberg-Aufgabe implementiert: eine einfache Sternberg-Aufgabe [Ste66] und eine für den Probanden stärker beanspruchende Form, bei der die Buchstaben seriell präsentiert werden [RKR⁺01]. Bei der einfachen Sternberg-Aufgabe wurden Sets von weißen Kleinbuchstaben der Länge zwei oder sechs auf schwarzem Hintergrund in einem weißen Rechteckrahmen eingeblendet. Nach 1500 ms verschwanden die Buchstaben und das Rechteckfenster blieb für 2000 ms leer. Es folgte ein Großbuchstabe, der als Testbuchstabe galt. Der Proband hatte 1300 ms Zeit, um durch einen Mausklick mit dem rechten Zeigefinger zum Ausdruck zu bringen, dass der Testbuchstabe im Set vorhanden war bzw. durch einen Mausklick mit dem linken Zeigefinger das Gegenteil zu bekunden (Abb. 4.3). Anschließend verschwand der Testbuchstabe und ein weißer Fixationspunkt erschien in der Mitte des Rechteckfensters. Das nächste Set wurde nach 1000 ms eingeblendet. Es wurden insgesamt 82 Sets eingeblendet, davon 42 mit der Länge zwei und 40 mit der Länge sechs. Von den 82 Testbuchstaben waren 50 % Targets, d. h. tatsächlich in den Sets vorhanden.

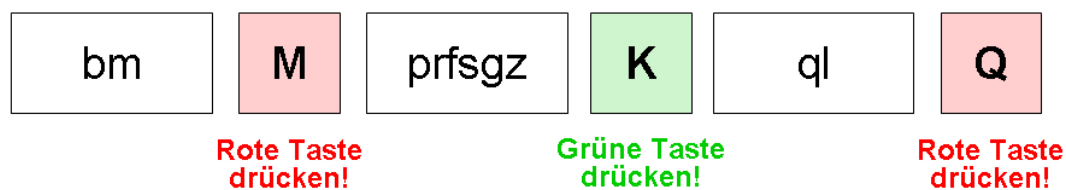


Abbildung 4.3: Einfache Sternberg-Aufgabe.

Im Unterschied zur einfachen Sternberg-Aufgabe werden bei der seriellen Sternberg-Aufgabe die Buchstaben des Sets einzeln und seriell präsentiert [RKR⁺01]. Es wurden weiße Großbuchstaben auf schwarzem Hintergrund in einem weißen Rahmen für je 200 ms eingeblendet. Die Anzahl der nacheinander präsentierten Setbuchstaben variierte

zwischen zwei und sechs. Nach einer Wartezeit von 1300 ms mit leerem Rahmen wurde ein gelber, ebenfalls groß geschriebener Testbuchstabe gezeigt. Nach 200 ms verschwand der gelbe Buchstabe und der Rahmen blieb für 1300 ms wieder leer bis das nächste Set anfang. Der Proband konnte vom Erscheinen des Testbuchstabens bis zum Erscheinen des nächsten Sets reagieren, d. h. er hatte maximal 1500 ms Zeit. Auch hier entschied der Proband durch einen Mausklick mit dem rechten Zeigefinger, ob der Testbuchstabe im Set dabei war bzw. durch einen Mausklick mit dem linken Zeigefinger, dass der Testbuchstabe nicht im Set war (Abb. 4.4). Es wurden insgesamt 80 Sets eingeblendet: 12 der Setlänge zwei, 16 der Setlänge drei, 20 der Setlänge vier, 20 der Setlänge fünf und 12 der Setlänge sechs. 50 % der Testbuchstaben waren Targets. Nach 40 Sets erfolgte eine kurze Pause für den Probanden. Das Verhältnis der Setlängen vor und nach der Pause und ihre präsentierte Reihenfolge waren identisch. Die Pausenlängen waren individuell je nach Probandenbedarf unterschiedlich lang.

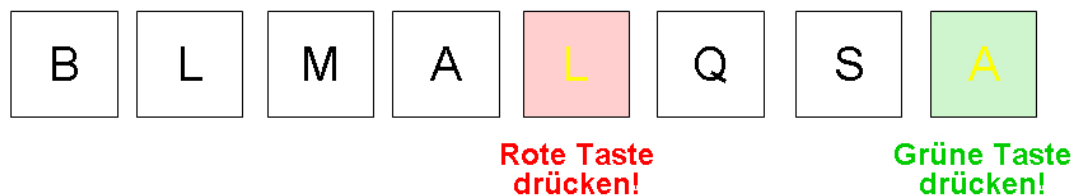


Abbildung 4.4: Serielle Sternberg-Aufgabe.

Beide Aufgaben dauerten ca. 10 min. Zwischen den beiden Sternberg-Aufgaben besteht ein wesentlicher Unterschied. Während bei der einfachen Version lediglich die Aufrechterhaltung unterschiedlicher Mengen von Information im Arbeitsgedächtnis über eine bestimmte Zeit verlangt wird, muss in der seriellen Version neben dieser Anforderung zusätzlich noch ein Update des Arbeitsgedächtnisinhalts, ähnlich wie bei den N-back-Aufgaben, erfolgen. Ferner variiert mit unterschiedlicher Buchstabensetgröße auch die Länge der Aufrechterhaltungsphase der Information (zwischen minimal 1700 ms für zwei Buchstaben bis maximal 2500 ms für sechs Buchstaben), was ebenfalls die Schwierigkeit der Aufgabe erhöht.

4.4 Stroop-Aufgabe

Die Stroop-Aufgabe ist eine bei der Kognitionsforschung weit verbreitete Aufgabe zur Untersuchung der Interferenzverarbeitung [WA99], [Wes04], [Mac91]. Entscheidend für die Interferenzkontrolle und die Generierung von Antworten bei der Stroop-Aufgabe sind inhibitorische Prozesse, die zu den exekutiven Funktionen zählen [GHG⁺12], [FM04].

Bei der Stroop-Aufgabe werden dem Probanden Farbwörter (rot, gelb, blau, grün, etc.) in unterschiedlicher Schriftfarbe präsentiert, was als bivalenter Stimulus bezeichnet wird. Die Wortbedeutung und die Schriftfarbe können dabei kongruent sein (z. B. **blau**) oder unterschiedlich, d. h. inkongruent (z. B. **rot**) [Str35]. Die Aufgabe des Probanden ist,

die Schriftfarbe zu benennen, was in der inkongruenten Bedingung, aufgrund der Interferenz mit der Wortbedeutung, zu längeren Reaktionszeiten und mehr Fehlern führt. Die Tatsache, dass das Lesen des Wortes trotz unterschiedlicher Schriftfarbe keine bzw. wenig Interferenz erzeugt, wird durch verschiedene Theorien erklärt. Allgemein kann man jedoch sagen, dass bei Prozessen, die gut trainiert sind wie z. B. Lesen eine automatische Verarbeitung auftritt, die unabhängig von der Intention bzw. dem bewussten Ziel ist. Je häufiger eine Aufgabe bearbeitet worden ist, desto stärker ist ihre Reiz-Reaktions-Verknüpfung im Gedächtnis verankert (dominante Verknüpfung), und ein entsprechender Stimulus löst daher eine automatische Antwortreaktion aus. Im Gegensatz dazu erfordert eine kontrollierte Verarbeitung viel Aufmerksamkeit und kognitive Kontrolle, um die Aufgabe erfolgreich zu lösen: Angefangen bei der Aufrechterhaltung der Handlungsintention bis zur Inhibition irrelevanter Information und folglich der Kontrolle konkurrierender Reaktionsaktivierungen [FM04].

Die Implementierung der Stroop-Aufgabe für die Aufgabenbatterie erfolgte in Anlehnung an die anderen Aufgaben, d. h. die Farbwörter wurden auch hier auf schwarzem Hintergrund und mit einem weißen Rechteckrahmen präsentiert. Während ihrer Präsentationszeit von 2500 ms konnte der Proband durch Klicken auf die entsprechende Taste reagieren (gelb: linker Mittelfinger, grün: linker Zeigefinger, rot: rechter Zeigefinger, blau: rechter Mittelfinger). Danach verschwand das Wort und das Rechteck blieb für 500 ms leer, bis dann ein Feedbackpunkt darin erschien. Bei korrekter Antwort war dieser grün, ansonsten rot. Nach 500 ms wurde er weiß und agierte folglich als Fixationspunkt, der nach 1000 ms durch das nächste Wort ersetzt wurde (Abb. 4.5). Es wurden insgesamt 82 Items eingeblendet, wobei 50 % davon kongruent und 50 % inkongruent waren. Die Aufgabe dauert ca. 5 min.



Abbildung 4.5: Stroop-Aufgabe

4.5 Switch-Aufgabe

In der Switch-Aufgabe ist der Proband instruiert, zwischen zwei Aufgaben zu wechseln, d. h. zwei Aufgaben in schneller Folge zu bearbeiten. Dadurch entstehen deutlich höhere Kontrollanforderungen, da dem Probanden die zwei Reize in kurzen Abständen präsentiert werden und er zuerst auf den ersten und dann auf den zweiten, jedoch mit unterschiedlichen Regeln antworten soll. Dieser Wechsel verursacht höheren kognitiven Aufwand als die Bearbeitung nach immer der gleichen Regel und macht sich bei Aufgabenwechsel durch längere Reaktionszeiten und mehr Fehler im Vergleich zu Auf-

gabenwiederholungen bemerkbar. Diese Switch-Kosten werden mit kognitiver Rigidität und kognitiver Flexibilität in Verbindung gebracht. Folglich ist zur Aktivierung und Inhibition des Verhaltens endogene Kontrolle nötig, um das Ziel zu erreichen.

Die Switch-Aufgabe bestand aus drei Subaufgaben: Switch-NUM, Switch-GER und Switch-XXX. Ein Aufgabenwechsel war nur in der Switch-XXX-Aufgabe erforderlich. In der Switch-NUM-Aufgabe sollten Zahlen numerisch verglichen werden. Mit einem entsprechenden Mausklick war zu entscheiden, ob die angezeigte Zahl größer oder kleiner 5 ist. In der Switch-GER-Aufgabe sollte hingegen entschieden werden, ob die angezeigte Zahl gerade oder ungerade ist. In der Switch-XXX-Aufgabe wurden schließlich beide Aufgaben gemischt. Die angezeigten Zahlen waren dann in der Abfolge nach dem Regelschema NUM-NUM-GER-GER-NUM usf. zu bearbeiten. Die Probanden wurden aufgefordert, sich dieses Schema zu merken und die präsentierten Stimuli entsprechend abzuarbeiten. Kamen sie aus dem Rhythmus, was vom Programm bei zwei hintereinander folgenden Falschantworten so gedeutet wurde, bekamen sie zwei mal hintereinander einen Hinweis präsentiert, nach welcher Regel die nächste Zahl zu bewerten ist, damit sie den Rhythmus wiederfanden.

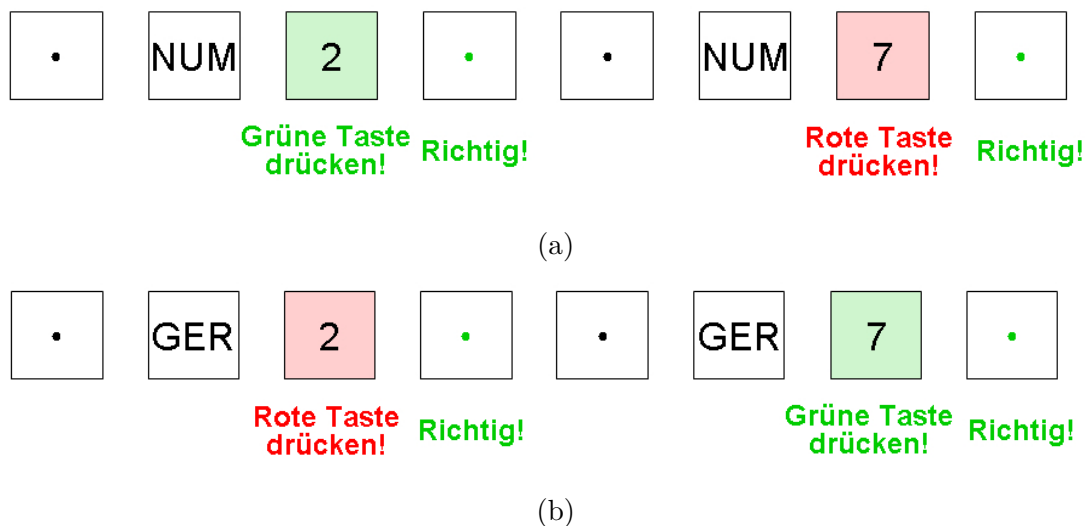


Abbildung 4.6: Switch-Aufgabe: (a) Numerischer Vergleich, (b) Vergleich gerade/ungerade

Alle drei Switch-Aufgaben wurden nach dem gleichen Prinzip umgesetzt. Als bivalente Stimuli wurden Ziffern zwischen 1 und 9 mit Ausschluss der Ziffer 5 benutzt, die in weißer Farbe auf schwarzem Hintergrund und von einem weißen Quadratrahmen umrahmt präsentiert wurden. Vor ihrer Präsentation erschien für 1000 ms im Rechteckfenster ein Hinweis, wie die Aufgabe zu lösen ist. In der Switch-NUM-Aufgabe erschien lediglich der Hinweis „NUM“ (Abb. 4.6 a), in Switch-GER-Aufgabe lediglich der Hinweis „GER“ (Abb. 4.6 b) und in der Switch-XXX-Aufgabe erschien als Hinweis normalerweise „XXX“ (Abb. 4.7), bei Bedarf wurde dieser jedoch von „GER“ oder „NUM“ ersetzt. Danach er-

4 Aufgabenbatterie

schien für 2500 ms die zu bewertende Zahl. In dieser Zeit konnte der Proband reagieren: mit dem linken Zeigefinger für ungerade bzw. kleiner 5 oder mit dem rechten Zeigefinger für gerade bzw. größer 5. Für 500 ms blieb anschließend das Quadrat leer, bevor dann ein Feedback in Form eines grünen Punkts für richtig bzw. eines roten Punkts für falsch im Quadrat erschien. Nach 500 ms wurde der Punkt weiß und diente als Fixationspunkt. Dieser blieb ebenfalls für 500 ms bestehen und wurde dann durch den nächsten Hinweis ersetzt.

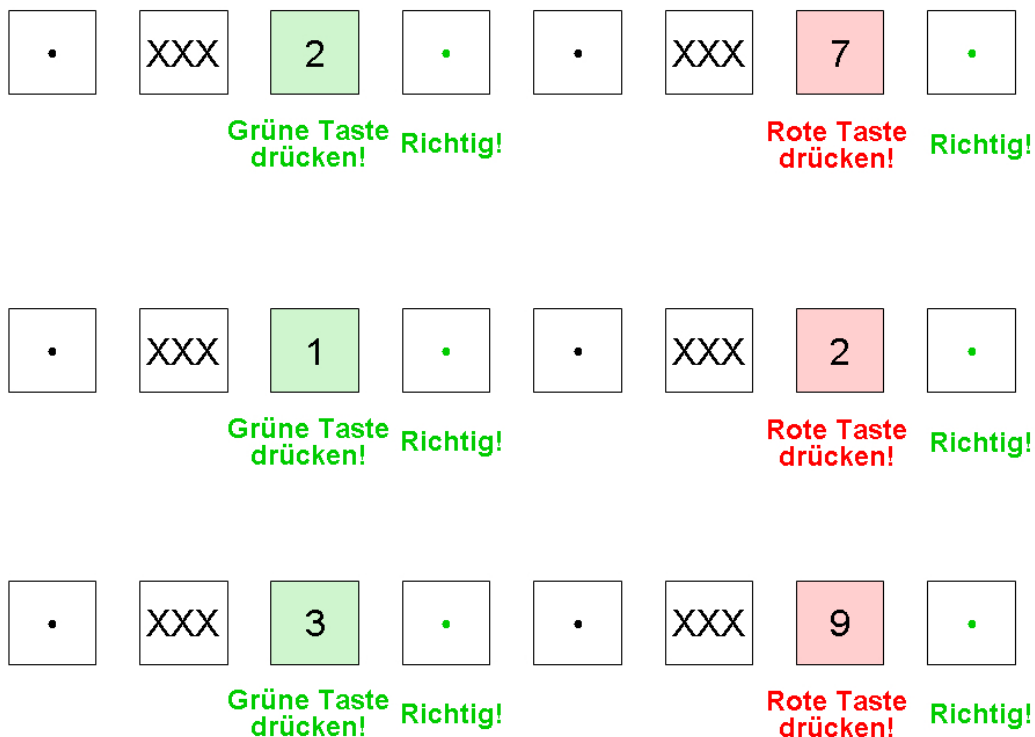


Abbildung 4.7: Die Switch-XXX-Aufgabe.

Die Einzelaufgaben Switch-NUM und Switch-GER bestanden aus je 65 Items (32 gerade/ < 5 , 33 ungerade/ > 5). Der gemischte Block Switch-XXX bestand aus 130 Items, die zu je ca. 25 % als gerade, ungerade, kleiner 5 und größer 5 zu bewerten waren. Sowohl Switch-NUM wie auch Switch-GER dauerten je ca. 5 min. Die Wechselaufgabe Switch-XXX war länger und dauerte ca. 10 min.

Es ist offensichtlich, dass die Anforderungen an das Arbeitsgedächtnis in der Switch-XXX-Aufgabe schon allein durch das Merken des Regelschemas deutlich erhöht gegenüber den Einzelaufgaben sind. Ferner wird eine zusätzliche Belastung durch die bivalenten Stimuli bei der abwechselnden Aufgabenbearbeitung gegenüber der konstanten Bearbeitung induziert. Schließlich müssen die Probanden in Wechselblöcken zwei Aufga-

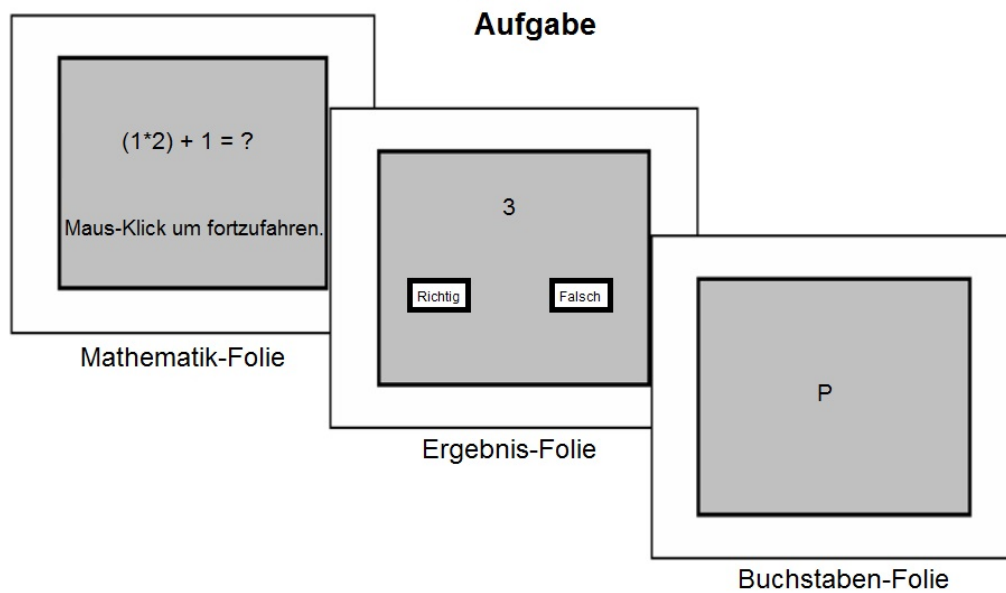
benregeln im Arbeitsgedächtnis behalten, in den Wiederholungsblöcken jedoch nur eine. Die Ausführung der Wechselaufgabe verlangt also das Aufrechterhalten einer endogenen Regelabfolge sowie die Identifikation und Verarbeitung eines bivalenten Reizes. Letzteres bedeutet die Inhibition einer irrelevanten Regel, obwohl diese theoretisch auch auf den Reiz anwendbar wäre (*crosstalk*). Diese Auswahl und Ausführung der „korrekten“ Regel erfordert endogene Kontrolle (*shifting*). D. h. die zuvor stärker gehemmte Regel muss beim Wechsel in den Vordergrund treten, und die vorher dominante Regel wird dabei irrelevant. Die kognitive Flexibilität, die in der Wechselaufgabe verlangt wird, erhöht die Beanspruchung der Switch-XXX-Aufgabe gegenüber der Aufgaben Switch-NUM und Switch-GER.

4.6 Automatic-Operation-Span-Aufgabe

Eine Aufgabe, die sowohl Arbeitsgedächtnis wie auch exekutive Funktionen beansprucht und ursprünglich zur Ermittlung der Arbeitsgedächtniskapazität entwickelt worden ist, stellt die komplexe Aufgabe *Operation Span* (OSPAN) dar [Eng02]. Diese existiert mittlerweile auch in einer automatisierten und rechnerunterstützten Version [UHSE05]: den AOSPAN. Sie besteht aus zwei unterschiedlichen Aufgaben, nämlich einer Arbeitsgedächtnis- und einer Mathematikaufgabe, die jedoch ineinander verschachtelt zu bearbeiten sind. Dabei sind verschiedene mentale Transformationen nötig. Bei der Arbeitsgedächtnisaufgabe wird der Inhalt des Arbeitsgedächtnisses abgerufen und die zum Schluss erzielte Punktzahl (*Score*) beschreibt die Kapazität des Arbeitsgedächtnisses, während bei den Mathematikaufgaben die Genauigkeit der Lösungen den Score für die Mathematik-Leistung bildet. Es handelt sich folglich um eine Doppelaufgabe, die durch unterschiedliche Ziele, Stimuli, mentale Umsetzungen und Leistungen charakterisiert ist. Die unterschiedlichen Handlungsziele müssen aufrechterhalten werden, ohne in Konflikt miteinander zu geraten. Exekutive Kontrolle ist hier wichtig, um relevante Informationen und Ziele der einen Aufgabe im Arbeitsgedächtnis zu behalten, während die andere Aufgabe gerade bearbeitet wird. Die Interferenzen, die beim Aufgabenwechsel entstehen können, müssen hier ebenfalls kontrolliert und minimiert werden. Es handelt sich folglich um eine äußerst beanspruchende Aufgabe, die bei einigen Untersuchungen als Multitask-Aufgabe benutzt worden ist, obwohl die AOSPAN-Aufgabe nicht als psychometrisch fundiertes Multitasking-Instrument validiert worden ist [SSMWW13].

Die AOSPAN-Aufgabe bestand aus zwei aufeinanderfolgenden Teilen: einem Trainingsteil und dem tatsächlichen Experiment [UHSE05]. Der Trainingsteil setzte sich aus drei Teilen zusammen. In dem ersten Trainingsteil wurde der Proband mit der Buchstaben-Merkaufgabe vertraut gemacht; die Buchstaben erschienen seriell für je 800 ms auf dem Monitor. Dann wurde der Proband in einer Erinnerungsfolie aufgefordert, diese in der erschienenen Reihenfolge mit der Maus auszuwählen (Abb. 4.8 b). Der Erinnerungsfolie folgte eine Feedback-Folie, die kurz mitteilte, wie viele Buchstaben richtig gesetzt worden sind. Im zweiten Trainingsteil übten die Probanden den Mathematikteil. Es wurde eine Rechenaufgabe präsentiert, die sie so schnell wie möglich im Kopf lösen sollten. Sobald sie das Ergebnis wussten, sollten sie auf die Maus klicken, um

4 Aufgabenbatterie



(a)

Erinnerungs-Folie

Tippen Sie die Buchstaben in die entsprechenden Kästchen in der Reihenfolge wie sie erschienen sind.
LEER - Buchstabe vergessen, KORREKTUR - alles neu machen, EINGABE - fertig und weiter

<input checked="" type="checkbox"/> 1 F	<input type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> J
<input type="checkbox"/> K	<input type="checkbox"/> L	<input checked="" type="checkbox"/> 3 N
<input checked="" type="checkbox"/> 2 P	<input checked="" type="checkbox"/> 4 Q	<input type="checkbox"/> R
<input type="checkbox"/> S	<input type="checkbox"/> T	<input type="checkbox"/> Y
<input type="checkbox"/> Leer		

FPNQ

Feedback-Folie

75%

Sie haben sich an 0 von 4 Buchstaben richtig erinnert.

Sie haben 1 Rechenfehler in diesem Block gemacht.
Die Zahl oben rechts bitte bei mind. 85% halten."

(b)

Abbildung 4.8: AOSPAN-Aufgabe: (a) Rechenaufgabe und zu merkender Buchstabe, (b) Buchstaben-Abfragefolie und Feedback [UHSE05]

zur nächsten Folie zu gelangen, auf der ihnen ein Ergebnis präsentiert wurde. Dieses sollten sie dann als richtig oder falsch bewerten, indem sie auf das entsprechende Kästchen klickten. Auch hier erfolgte anschließend ein Feedback zur Korrektheit ihrer Antwort. Bei der Mathematik-Trainingsphase wurde ferner die individuelle mittlere Rechenzeit für das Lösen der Rechenaufgabe ermittelt, die dann als individuelles Zeitlimit in dem Hauptexperiment benutzt worden ist. Es wurden insgesamt 15 Rechenaufgaben zur Übung gelöst. Im letzten Trainingsteil übten die Probanden beide Teile zusammen, so wie es im Hauptteil auch verlangt wird (Abb. 4.8). Ihnen wurde eine Rechenaufgabe präsentiert, nach dem Mausklick ein zu bewertendes Ergebnis und dann ein Buchstabe zum Merken. Wenn sie für die Lösung der Mathematikaufgabe länger als ihre vorher berechnete, individuelle, mittlere Rechenzeit plus 2,5-Standardabweichung brauchten, machte das Programm automatisch mit dem nächsten Buchstaben weiter, und die Rechenaufgabe wurde als falsch bewertet. Das sollte die Probanden daran hindern, die Buchstaben zu wiederholen, wenn sie eigentlich die Rechenaufgaben lösen sollten [UHSE05]. Sie übten drei Durchgänge mit je zwei Buchstaben und Rechenaufgaben (Setlänge 2).

Das Hauptexperiment war genauso aufgebaut wie der letzte Trainingsteil, jedoch deutlich länger. Es wurden insgesamt 75 Buchstaben und 75 Rechenaufgaben präsentiert, wobei die Setlängen zwischen drei und sieben variierten und in zufälliger Reihenfolge gezogen wurden. Jede Setlänge kam drei Mal vor. Die Probanden wurden instruiert, ihre Genauigkeitsrate, die auf der Feedback-Folie jedes Mal angezeigt wurde (Abb. 4.8 a), beim Lösen der Rechenaufgabe nicht unter 85 % sinken zu lassen. Dadurch sollte gewährleistet werden, dass sich die Probanden bemühten, die Mathematikaufgaben zu lösen und sich nicht nur mit dem Merken der Buchstaben beschäftigten [UHSE05].

Die gesamte Aufgabe dauerte ca. 20 min und war sowohl bezogen auf die kognitiven Anforderungen wie auch auf die zeitlichen Anforderungen die anspruchsvollste der implementierten Aufgabenbatterie.

5 Versuchsdurchführung und Stichprobenbeschreibung

Die im Kapitel 4 beschriebene Aufgabenbatterie kam bei Laborversuchen an 57 Probanden zum Einsatz. In weiteren Tests wurden die Vitalität und Leistungsfähigkeit der Probanden ermittelt. Die Versuchsanordnung, der Versuchsablauf und die Stichprobe werden im Folgenden vorgestellt.

5.1 Versuchsaufbau und Labor-Hardware

Die Vitalitätsdiagnostik wurde im Vitalitätslabor der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) durchgeführt. Der anschließende Untersuchungsteil, bestehend aus Training und Hauptexperiment, fand in den zwei abgeschirmten Laborkabinen der BAuA statt. Beide Kabinen können dabei mit Hilfe eines Videoüberwachungssystems aus einem Kontrollraum heraus beobachtet werden und verfügen über eine Sprechanlage, mit der der Versuchsleiter mit dem Probanden kommunizieren kann. Eine Remote-Desktop-Verbindung ermöglicht darüber hinaus die Steuerung des Experiments aus dem Kontrollraum heraus. Ferner verfügen beide Kabinen über ein EEG-Registriergerät sowie PC und Monitor für die Aufgabenpräsentation. Der Geräteaufbau beider Kabinen unterscheidet sich lediglich bzgl. der Erfassung kardiovaskulärer Parameter, die nur in einer der beiden Kabinen möglich ist (Abb. 5.1).

Die Probanden saßen in einem Abstand von 60-70 cm vom Monitor entfernt und hatten für die Bearbeitung der Aufgaben zwei umgebaute Computermäuse vor sich (Abb. 5.2), die über den LPT-Port des Rechners mit der Software Application Suite E-Prime kommunizierten und eine genauere, latenzreduzierte Reaktionszeiterfassung ermöglichten. Ihre Funktionalität beschränkt sich auf Tastendrucke und erlaubt keine Navigation und Auswahl von Elementen. Für die Bearbeitung der AOSPAN-Aufgabe wurde folglich eine normale USB-Maus benutzt. Die Ungenauigkeit bei der Reaktionszeiterfassung ist bei dieser Aufgabe hinnehmbar, da bei der Erinnerungs-Folie keinerlei Zeitdruck zur Auswahl der Buchstaben besteht und die Probanden ihre Auswahl auch mehrfach korrigieren können (Abschnitt 4.6). Insofern ist bei dieser Aufgabe der Vergleich der Reaktionszeiten untereinander nicht vorgesehen.

Das EEG wurde während der Hauptuntersuchung von 25 nach dem internationalen 10-20-System angeordnete Elektroden (Abb. 5.3) mit einer Abtastfrequenz von 500 Hz und gegen die Cz als Referenzelektrode erhoben. Das vertikale Elektrookulogramm (EOG) wurde an der IO1-Elektrode, das horizontale EOG an den Elektroden LO1 und LO2 abgeleitet. Für die EEG-Ableitung wurden Verstärker und die Software BrainRecorder der Firma BrainProducts GmbH verwendet. Das EEG wurde vom BrainAmp-Verstärker

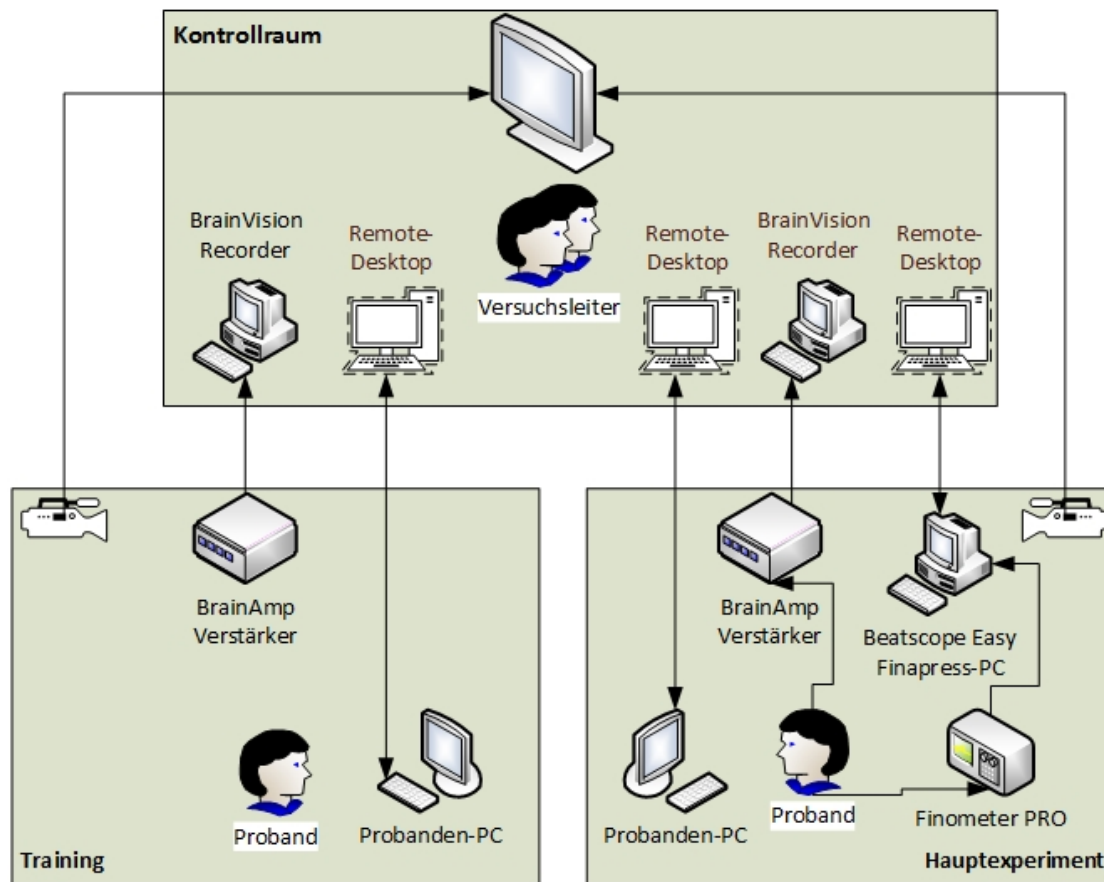
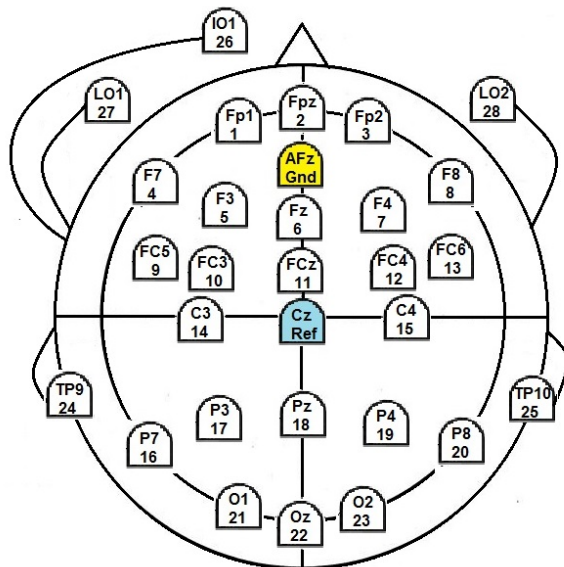


Abbildung 5.1: Versuchsanordnung: Hardwareausstattung und Kommunikation zwischen Laborkammern und Kontrollraum



Abbildung 5.2: Vom IfADo umgebaute PC-Mäuse als Antworttasten: gelb – linker Mittelfinger, grün – linker Indexfinger, rot – rechter Indexfinger, blau – rechter Mittelfinger

in der Kabine über Lichtwellenleiter zum Recorder im Kontrollraum übertragen und dort auf der PC-Festplatte gespeichert.



(a)



(b)

Abbildung 5.3: (a) Elektroden-Layout der EEG-Kappe und Kanalzuordnung, (b) Präparation des Probanden zur Biosignalregistrierung

Kardiovaskuläre Parameter, wie z. B. die Herzrate, die Inter-Beat-Intervalle und der Blutdruck wurden mit dem Finometer PRO der Firma MFS (Finapres Medical Systems) nach der Volumenkompensationsmethode nach Peñáz erhoben (vgl. Abschnitt 3.3.2). Das Finometer PRO wurde mittels RS232-serial-IO-Kabel mit dem COM-Port eines PCs verbunden. Über die Software BeatScope Easy und einer Remote-Desktop-Verbindung vom Kontrollraum aus zum PC konnte die Aufnahme ferngesteuert werden.

5.2 Versuchsablauf

Die Untersuchung fand für jeden Probanden einzeln an jeweils einem Untersuchungstag statt und bestand aus zwei Sitzungen (mit Ausnahme von drei Probanden, die darum baten, an zwei Tagen kommen zu dürfen). In der ersten Sitzung erfolgte eine komplexe sogenannte Vitalitätsdiagnostik nach [Pöt84] mit dem Ziel, die geistigen, körperlichen, seelischen und sozialen Befindlichkeiten der Probanden zu erfassen, also all das, was „Mensch sein“ ausmacht. Die Vitalität wird folglich von verschiedenen Faktoren bestimmt, die im mentalen, physischen, emotionalen und sozialen Bereich angesiedelt sind. Zu ihrer Erfassung dienen Fragebögen, und es werden körperliche und spielerische Tests am PC durchgeführt. Dafür kam die Software vital.expertise professional der Firma

vital.services GmbH [vit11] zur Anwendung. Die Software besteht aus einer Testbatterie, die verschiedene Indikatoren der physischen, psychischen und sozialen Funktionsbereiche beinhaltet. Die Untersuchung erfolgt nach vorgegebenen Standardisierungsvorschriften [MPM99], [Pöt84]. Eine genauere Beschreibung ist in einschlägiger Literatur zu finden [FUD00], [vit11]. Am Ende der Vitalitätsdiagnostik berechnet die Software aus dem Zusammenspiel aller körperlichen, geistigen und emotional-sozialen Parameter, mit Ausnahme der Fettmasse, Aktivzellmasse und des Kohärenzfragebogen (SOC-L9), den Funktionsalterindex (FAI) [vit11]. Der FAI kann als „biologisches Alter“ interpretiert werden. Die einzelnen Parameter eines Probanden werden dabei geschlechts- und altersspezifisch mit den Werten der „Normalbevölkerung“ in Mitteleuropa verglichen. Dieser Wert zur Beurteilung der individuellen Leistungsfähigkeit ist jedoch mit Vorsicht zu betrachten, da die momentan benutzte Referenzpopulation einer erheblichen Erweiterung und neuen Referenzierung bedarf [FUD00]. In unserem Fall erscheint seine Benutzung jedoch unproblematisch, da jeder Proband mit der gleichen Referenzgruppe verglichen wird und der FAI zur Vergleichbarkeit der Probanden untereinander beiträgt (Abschnitt 5.3). Die Vitalitätsdiagnostik dauerte im Schnitt ca. 90 min.

Die zweite Sitzung setzte sich aus einer Trainingsphase und dem Hauptversuch zusammen. Während der Trainingsphase wurden die Probanden mit den kognitiven Aufgaben des Experiments (Kapitel 4) vertraut gemacht. Ein Versuchsleiter war die ganze Zeit anwesend und bot Hilfestellung. Die Trainingsaufgaben waren identisch mit den Aufgaben des Hauptversuchs, jedoch zeitlich deutlich kürzer. Sie wurden so oft wiederholt, bis ein Genauigkeitsindex von mindestens 80 % erreicht wurde. Durch diese Trainingsphase sollten vergleichbare Ausgangsbedingungen in Bezug auf die Leistung geschaffen und somit die Belastungseffekte im Hauptversuch unabhängig von Lerneffekten ermittelt werden können.

Des Weiteren wurde mittels E-Prime eine computerbasierte Version des NASA-TLX zur Erhebung der subjektiven Beanspruchung implementiert. Sie diente nach jeder Trainingsaufgabe einer Bewertung der NASA-TLX-Dimensionen durch den Probanden (vgl. Abschnitt 3.1).

Der Hauptversuch fand nach einer kurzen Pause gleich im Anschluss an die Trainingsphase statt. Nach der Präparation der Probanden zur Erfassung der Biosignale erfolgte der gesamte Versuch fernüberwacht und ohne physische Anwesenheit des Versuchsleiters. Die Aufgaben wurden in der gleichen ausbalancierten Reihenfolge wie in der Trainingsphase präsentiert, und nach jeder Aufgabe wurde der zweite Teil des NASA-TLX computerbasiert erhoben. Die Biosignalregistrierung fand lediglich während des Hauptversuchs statt. Eine Ausnahme bildete der AOSPAN, der als Gesamtaufgabe Training und Hauptaufgabe umfasst, und die Biosignale auch während der Trainingsphase erfasst wurden. Bei der seriellen Sternberg-Aufgabe, welche eine Pause beinhaltet, erfolgte während der Pause keine Unterbrechung der Biosignalregistrierung.

Die Aufgaben wurden in vier Blöcke eingeteilt:

1. 0-back, 2-back, serieller Sternberg
2. Switch-NUM, Switch-GER, Switch-XXX

3. Stroop, Sternberg

4. AOSPAN

Die Einteilung erfolgte einmal nach zeitlichen Gesichtspunkten so, dass ein Block zwischen 15 und 20 min dauerte, und nach der Sinnhaftigkeit der Abfolge (z. B. Switch-NUM und Switch-GER sollten vor Switch-XXX erscheinen). Die Blockreihenfolge wurde ausbalanciert, wobei AOSPAN immer entweder als erster oder letzter Block präsentiert werden konnte. Die Reihenfolge der Aufgaben innerhalb der Blöcke wurde ebenfalls ausbalanciert. Dabei war Switch-XXX immer die letzte Aufgabe des Blockes und 0-back immer die erste Aufgabe.

Vor dem ersten und nach dem vierten Block erfolgte eine ca. dreiminütige Biosignal-Ruhemessung. Nach dem zweiten Block fand eine Erholungspause von ca. 30 min statt, in der kein EEG gemessen wurde und der Proband das Labor verließ.

Für die reine Bearbeitung aller neun Aufgaben aus der Batterie benötigte ein Proband ca. 90 min. Die gesamte Untersuchung dauerte ca. sechs Stunden und fand in der Zeit von 8 bis 16 Uhr statt. Der ungefähre zeitliche Ablauf der Untersuchung ist in Abbildung 5.4 dargestellt.

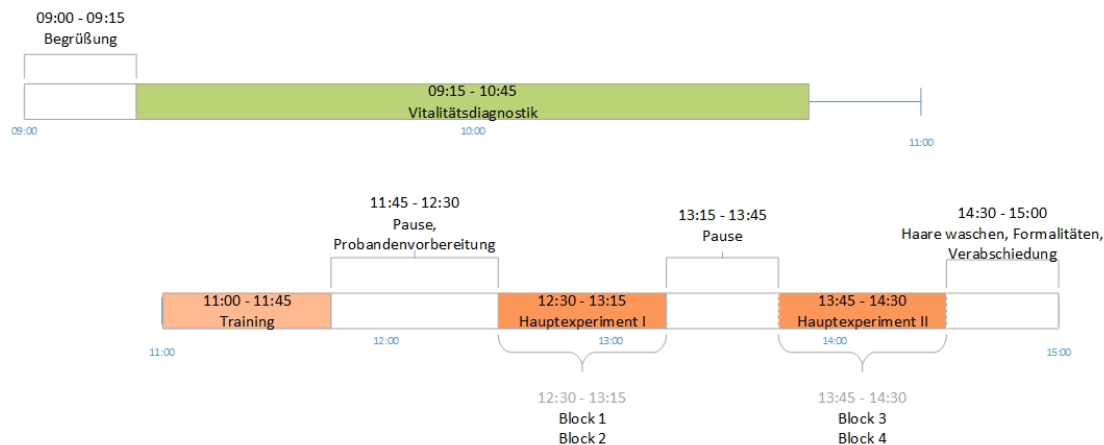


Abbildung 5.4: Zeitlicher Ablauf des Untersuchungstages

5.3 Beschreibung der Stichprobe

Die Stichprobe, die von Anfang bis Ende 2013 untersucht wurde, bestand aus 57 Erwerbstätigen aus der Berliner Umgebung, die als Substichprobe aus einer Erwerbstätigenbefragung gezogen worden ist. Im Telefoninterview wurden die anfänglich 150 gezogenen Probanden kontaktiert und bzgl. ihres allgemeinen Gesundheitsstatus und Interesses zur Teilnahme an der Laboruntersuchung befragt. Zur Untersuchung eingeladen wurden Probanden, die keine chronischen oder akuten Erkrankungen (z. B. erhöhten Blutdruck, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, psychische Erkrankungen) hatten, keine Schädel-

5 Versuchsdurchführung und Stichprobenbeschreibung

Hirn-Traumata oder neurologische Erkrankungen in ihrer Vorgeschichte aufwiesen und nicht regelmäßig Medikamente einnahmen.

Alters- klasse	Anzahl Frauen	Anzahl Männer	Anzahl gesamt
30-39	7	7	14
40-49	12	13	25
50-59	9	2	11
60-62	3	4	7
Gesamt	31	26	57

Tabelle 5.1: Altersabhängige Geschlechtsverteilung der untersuchten Stichprobe

Alters- klasse	Kalend. Alter Mittelwert (σ)	FAI Mittelwert (σ)	Differenz Alter - FAI	Anzahl biol. jünger & gleich	Anzahl biol. älter
30-39	37,4 (1,38)	43,9 (7,05)	-6,5	3	11
40-49	44,6 (2,6)	47,1 (8,12)	-2,5	12	13
50-59	54,8 (2,04)	57,1 (4,72)	-2,3	5	6
60-62	61 (0,98)	54,8 (6,4)	6,2	6	1
Gesamt	41 (8,15)	45,9 (8,65)	-4,9	26	31

Tabelle 5.2: Altersangaben der untersuchten Stichprobe

Die Geschlechter- und Altersverteilung der Stichprobe sind in Tab. 5.1 und Tab. 5.2 dargestellt. Beide sind ausgeglichen und spiegeln die Anteile der momentan erwerbstätigen Bevölkerung wider. Ferner fällt auf, dass es sich bei den eingeladenen älteren Probanden um sehr fitte Ältere handelt. Die Gruppe der jüngeren Probanden schneidet hingegen im Bezug zum FAI am schlechtesten ab. Insbesondere lassen die statistischen Daten aus Tab. 5.2 eine hohe Variabilität sowohl bzgl. des kalendarischen Alters wie auch bzgl. des berechneten FAI erkennen. Diese erhöhte Variabilität lässt auch eine erhöhte Variabilität bzgl. der kognitiven Leistungsfähigkeit und damit auch bzgl. der individuellen Beanspruchung während der Bearbeitung der unterschiedlichen Aufgaben der Batterie erwarten.

6 Automatisierte EEG-Artefaktbereinigung

Das EEG gibt Auskunft über die Gehirnaktivität und damit auch über den mentalen Zustand einer Person. Da es eine hohe zeitliche Auflösung besitzt, ist die EEG-Analyse eine weit verbreitete Methode zur Erforschung der menschlichen Gehirnfunktion. Ein Problem bei der EEG-Auswertung ist seine Kontamination durch verschiedene biologische und technische Artefakte. Ursachen für biologische Artefakte können z. B. Augenbewegungen, Lidschläge, Muskelaktivität und Herzschläge sein. Ursachen für technisch bedingte Artefakte sind z. B. defekte Elektroden, hohe Übergangsimpedanzen, 50-Hz-Einstreuung und Interferenzen elektronischer Geräte. EEG-Veränderungen lassen sich aber nur dann richtig interpretieren, wenn es gelingt, diese Artefakte vorher zu eliminieren. Trotz intensiver Forschungsaktivitäten steht derzeit noch kein Verfahren zur Verfügung, das vollautomatisch und zuverlässig eine Artefaktbereinigung ermöglicht.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit ist ein neues Verfahren entwickelt worden, das es erlaubt, automatisch alle häufig auftretenden Artefakte zu erkennen und zu eliminieren.

Vor der Beschreibung dieses Verfahrens wird im Abschnitt 6.1 ein Überblick über derzeit übliche Vorgehensweisen gegeben. Im Abschnitt 6.2 wird dann das Prinzip des neuen Verfahrens erläutert. Die wichtigsten Bestandteile des neuen Verfahrens sind die *Independent Component Analysis* (ICA) (Abschnitt 6.3), die Extraktion von Merkmalen, die in der Bildverarbeitung Verwendung finden (Abschnitt 6.4) und eine anschließende Klassifikation (Abschnitt 6.5). Am Ende des Kapitels werden die mit dem neuen Verfahren der Artefaktelimination erzielten Ergebnisse diskutiert.

6.1 Übliche Verfahren der Artefaktelimination

Das naheliegendste und einfachste Verfahren zur Elimination von Artefakten ist das visumaneuelle Ausschneiden kontaminierter EEG-Segmente. Es führt jedoch zwangsläufig zum Verlust von Versuchsdaten. Besonders problematisch ist es, wenn das aufgenommene Signal kurz ist und die Anzahl der Artefakte groß. Zudem ist dieses Vorgehen völlig ungeeignet zur Analyse des kontinuierlichen EEGs und nicht ereigniskorrelierter Aktivität [VPH⁺04], [LHNPI01] sowie bei echtzeitfähigen *brain computer interface* (BCI) Anwendungen und Onlinezustandsüberwachung [JMH⁺00].

Andere Methoden zur Artefaktkorrektur basieren auf Regression im Zeit- oder Frequenzbereich [KMVS91] und beschränken sich hauptsächlich auf die Beseitigung von Augenartefakten [JMH⁺00]. Sie können selbst neue Artefakte im Signal induzieren [WL73], [OS80], [Pet67] und sind meistens untauglich für Echtzeitanwendungen [JMH⁺00]. Eine Zusammenstellung von Artefaktbereinigungsmethoden im Zusammenhang mit BCI-Anwendungen ist bei Fatourehchi et al. [FBWB07] zu finden.

Eine vielversprechende Methode ist die Anwendung der ICA, welche das EEG in seine linear unabhängigen Komponenten zerlegt [JMH⁺00], [MBS96] und neuronale Aktivität von Artefakten trennt [FPC07], [RMnB08]. Die zentrale Annahme dabei ist, dass das EEG ein Mischsignal aus linear unabhängigen Quellen (*independent components* (IC)) ist. Eine Erläuterung der Methode erfolgt im Abschnitt 6.3. Die einzelnen Komponenten, die aus der ICA resultieren, können anschließend von einem Experten visuell begutachtet und als Artefakt- oder EEG-Komponenten klassifiziert werden. Die Artefaktkomponenten werden dann entfernt, die EEG-Komponenten in den ursprünglichen Zeitbereich rückprojiziert und somit das artefaktfreie EEG rekonstruiert.

Die Begutachtung und Klassifikation der Komponenten ist jedoch äußerst zeitintensiv und erfordert vom Experten Erfahrungswissen. Es existieren zwar Versuche, diesen Prozess zu automatisieren, eine zufriedenstellende Lösung, die alle Arten von Artefakten berücksichtigt, existiert jedoch bisher nicht [JMH⁺00], [VTE⁺09], [MJBB10].

6.2 Prinzip des neuen Verfahrens

Im Rahmen dieser Arbeit ist ein neues Verfahren zur Artefaktbereinigung entwickelt worden, das in den registrierten EEGs Artefakte jeglichen Ursprungs automatisch entfernen kann. Es zeichnet sich somit gegenüber den bisher bekannten und praktizierten Verfahren dadurch aus, dass es nicht auf bestimmte Artefaktarten, wie z. B. Lidschlag, beschränkt ist und zudem automatisch, d. h. ohne Interaktion mit dem Benutzer arbeitet. Es ist ebenfalls nicht auf eine bestimmte EEG-Kanalanzahl und -Konfiguration beschränkt und braucht nur ein einmaliges Systemtraining.

Die Idee des neuen Verfahrens ist, das Vorgehen der Experten bei der Beurteilung und Klassifikation der Komponenten zu analysieren und in einzelne Verfahrensschritte derart zu zerlegen, dass die Verarbeitung und die anschließende Klassifikation in einem Algorithmus abbildbar und damit automatisierbar sind.

Sowohl das Vorgehen der Experten als auch das des neuen automatischen Verfahrens basieren auf der Verwendung von sogenannten Topoplots. Bei einem Topoplot handelt es sich um eine graphische Darstellung, die den Eindruck vermittelt, man würde von oben auf den Kopf herunterblicken. Sie entsteht durch die Interpolation der ICA-Mischmatrixspalten aus Gleichung 6.2 auf je ein fest vorgegebenes kartesisches Gitter (z. B. erstes Bild links in Abb. 6.4). Sie kann jedoch auch ohne Hintergrund und in einer kreisförmigen 2D-Ansicht abgebildet werden (Abb. 6.1)

Während der Klassifikation der Komponenten durch die Experten werden diese Topoplots visuell inspiziert. Die ICs werden vom Experten als Artefakt- oder EEG-Komponenten klassifiziert. Das geschieht in Abhängigkeit vom Muster des Topoplots bei gleichzeitiger Begutachtung der Frequenzbänder aus dem Leistungsspektrum einer jeden Komponente. Das Erfahrungswissen des Experten stellt quasi einen trainierten Klassifikator im Gehirn dar.

Das Vorgehen der Experten während der visuellen Begutachtung und Klassifikation der Komponenten ist unabhängig von der Elektrodenposition und Elektrodenanzahl, d. h. ihr Urteil wird anhand des Musters gefällt. Diesen Sachverhalt verdeutlicht Abbil-

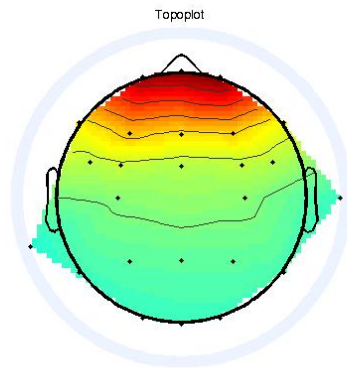


Abbildung 6.1: Beispiel einer Topoplot-Abbildung ohne Hintergrund in kreisförmiger 2D-Ansicht

dung 6.2. Die Ähnlichkeit der jeweiligen Artefakte im Topoplot-Muster ist unübersehbar, obwohl die EEG-Kanalkonfigurationen unterschiedlich sind.

Das neue Verfahren zur Artefakteliminierung ist in Anlehnung an das Expertenvorgehen entwickelt worden. Das Prinzip des Vorgehens ist auf Abb. 6.3 dargestellt. Die Verarbeitungskette besteht aus den drei Hauptmodulen Vorverarbeitung, Merkmalsgewinnung und Klassifikation. Die Vorverarbeitung besteht aus den Modulen der Bandpassfilterung und ICA. Auf die Eigenschaften des Filters sowie die ICA-Methode wird im Abschnitt 6.3 eingegangen. Nach der Vorverarbeitung stehen als Ergebnis die Topoplots und die Leistungsspektren der ICs zur Verfügung. Die Topoplots werden dem Hauptmodul zur Merkmalsgewinnung übergeben. Hier werden mit Hilfe von Bildverarbeitungsalgorithmen Merkmale extrahiert, nachbearbeitet und als Merkmalsbilder (Abschnitt 6.4) dem nächsten Hauptmodul zur Klassifikation übergeben (Abschnitt 6.5). Das Klassifikationsmodul erhält ferner auch die aus dem Vorverarbeitungsmodul stammenden Leistungsspektren der ICs. Es besteht aus einem Modul zur Berechnung des Klassifikators (Training) und einem Modul zur Klassifikation. Das Modul zur Klassifikatorberechnung erhält zusätzlich noch die Bewertungen der Experten, mit denen es lernen kann. Der trainierte Klassifikator fließt in die Klassifikation ein, womit die ICs als Artefakt- oder EEG-Komponenten klassifiziert werden können. Artefakt-Komponenten werden daraufhin verworfen, EEG-Komponenten werden rückprojiziert und bilden das artefaktbereinigte Signal.

6.3 Vorverarbeitung

Die registrierten EEGs wurden in MATLAB importiert und die 25 Kanäle in eine Datei pro Person und Aufgabe gespeichert. Anschließend wurden die Signale mit einem Hamming-Fenster multipliziert und mit einem Bandpassfilter der Ordnung 100 und den Grenzfrequenzen 0,5 und 40 Hz gefiltert.

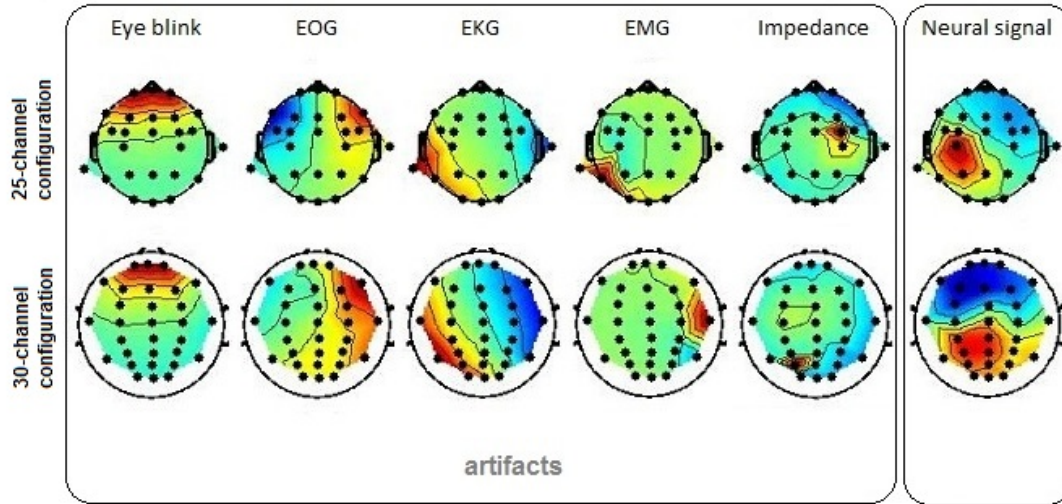


Abbildung 6.2: Beispiele Artefakt-Topoplot-Muster bei zwei unterschiedlichen EEG-Kanalkonfigurationen. Obere Zeile: Topoplots einer 25-Kanal-Konfiguration; untere Zeile: Topoplots einer 30-Kanal-Konfiguration.

Auf die 25 Kanäle des EEGs wurde die ICA (Infomax Algorithmus) [MBJS96], [DM04] angewandt. Die Zeilen der Matrix \mathbf{X} stellen die EEGs der jeweiligen Elektrode dar, die Spalten die Messungen zu den unterschiedlichen Abtastzeitpunkten. Aufgabe der ICA ist es, eine Entmischungsmatrix \mathbf{W} zu finden, welche das Multikanalsignal \mathbf{X} in seine zeitlich unabhängigen und räumlich fixierten Komponenten \mathbf{U} linear zerlegt:

$$\mathbf{W} \cdot \mathbf{X} = \mathbf{U} \quad (6.1)$$

Die Zeilen der Komponentenmatrix \mathbf{U} sind die zeitlichen Aktivitäten der unabhängigen Komponenten. Werden diese in den Frequenzbereich überführt, bilden sie das Leistungsspektrum der jeweiligen Komponente (Abb. 6.3).

Die Inverse der Entmischungsmatrix \mathbf{W} wird als Mischmatrix \mathbf{W}^{-1} bezeichnet. Ihre Spalten enthalten die Gewichte der jeweiligen Komponenten für die einzelnen Elektroden. Diese Gewichte beschreiben die Topographie der jeweiligen Komponente und damit auch ihren physiologischen Ursprung. Die Interpolation der Elemente der Spaltenvektoren auf ein Gitter ergibt, wie schon im Abschnitt 6.2 beschrieben, die Topoplots.

Für das hier 25-kanalige EEG ergeben sich 25 ICs. Die Topoplots entstehen aus den 25 Elementen jedes Spaltenvektors der ICA-Mischmatrix \mathbf{W}^{-1} der Größe 25×25 . Sie werden auf ein Gitter der Größe 51×63 interpoliert [San87] und werden sowohl im Modul zur Merkmalsgewinnung als auch für die Expertenbewertung benötigt (Abb. 6.3).

Alle 15625 Topoplots wurden mit ihren jeweiligen IC-Frequenzbändern von zwei Experten visuell begutachtet und entweder als Artefakt- (54 %) oder EEG-Komponente (46 %) klassifiziert (Abb. 6.9). Diese Labels wurden später für das Training und Tes-

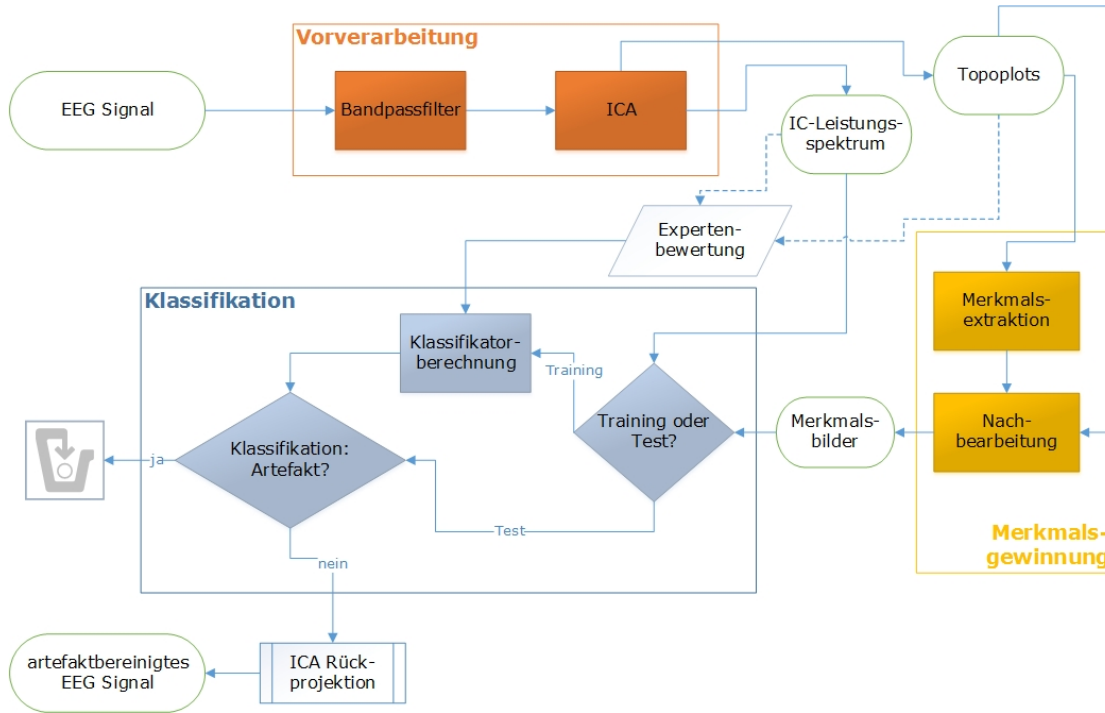


Abbildung 6.3: Verarbeitungskette für die automatisierte Artefaktbereinigung

ten des Klassifikators benutzt. Die Übereinstimmung der Bewertungen zwischen den Experten betrug 92,8 %.

Zur Gewinnung des artefaktbereinigten Signals $\mathbf{X}_{\text{clean}}$ werden in \mathbf{U} die Aktivitäten der als Artefakt klassifizierten Komponenten auf Null gesetzt, woraus sich die neue Matrix \mathbf{U}_s ergibt. Diese wird schließlich mit den Gewichten aus der jeweiligen Spalte der Mischmatrix \mathbf{W}^{-1} multipliziert und bildet das artefaktbereinigte Signal:

$$\mathbf{X}_{\text{clean}} = \mathbf{W}^{-1} \cdot \mathbf{U}_s \quad (6.2)$$

6.4 Merkmalsgewinnung

Das Hauptmodul zur Merkmalsgewinnung besteht aus den Modulen zur Extraktion von Bildmerkmalen und zur Nachbearbeitung.

6.4.1 Extraktion von Merkmalen

Bei der Extraktion von Merkmalen aus den Topoplots geht es darum, Kenngrößen zu finden, die die jeweiligen Besonderheiten der Topoplots gut beschreiben und die einfach zu berechnen sind. Zur Charakterisierung der Topoplots sind Merkmale besonders geeignet, die den folgenden Kategorien angehören: Texturmerkmale, Gradienten und geometrische Merkmale.

Local Binary Pattern (LBP)

Die LBPs wurden 1994 [OPH94] erstmalig als leistungsstarkes Merkmal zur 2D-Texturklassifikation beschrieben und später weiter verfeinert [OPH96]. Für die Berechnung der LBPs werden die Differenzen zwischen jedem Pixelwert und seinen $P \in \{8, 16, 24\}$ Nachbarn innerhalb eines Radius R gebildet. Die Nachbarschaft wird im Uhrzeigersinn durchlaufen. Ist ein Nachbarwert größer als der Grauwert des zentralen Pixels, so wird eine 0 notiert, sonst eine 1. Auf diese Weise lassen sich die Beziehungen zu den Nachbarn des zentralen Pixels binär codieren. Im Falle von $P = 8$ Nachbarn, erhalten wir folglich eine achtstellige Binärzahl, die in eine Dezimalzahl umgewandelt den neuen Wert des zentralen Pixels darstellt.

Eine Alternative stellt die rotationsinvariante LBP-Methode [OPM02] dar. Hierbei werden die Bits der Binärzahl so lange verschoben, bis der minimal mögliche Wert entsteht. Eine weitere Variante bildet die uniforme LBP, bei der ein Schwellwert benutzt wird, um selten auftretende Merkmalswerte durch einen Einzelwert zu ersetzen. Eine Kombination dieser beiden Methoden führt zu den rotationsinvarianten, uniformen LBP-Merkmalen.

Huang et al. entwickelten ferner die 3D-LBP-Methode, welche vier verschiedene LBP-Schichten berechnet [HWT06]. Dabei beschränkt sich die Codierung der Pixeldifferenz nicht nur auf den Größenvergleich zwischen zentralem Pixel und dem Nachbarn, sondern nutzt auch den tatsächlichen Differenzwert. In einem 4-bit-Wort wird im ersten Bit das Vorzeichen codiert und die binäre Repräsentation der Differenz in den folgenden drei Bits festgehalten. Für jede LBP-Schicht (Vorzeichenschicht, Schicht erstes Bit, Schicht zweites Bit, Schicht drittes Bit) wird die entsprechende Dezimalzahl als zentraler Pixelwert benutzt.

Gradienten

Verschiedene Operatoren zur Berechnung von Gradienten wurden ebenfalls implementiert und getestet. Der horizontale Sobeloperator (**HSO**)

$$\mathbf{HSO} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.3)$$

eignet sich zur Detektion vertikaler Kanten.

Für die Berechnung der horizontalen Ableitung kann der weite horizontale Gradientenoperator (*large horizontal gradient operator*, **LHG**) verwendet werden, der horizontale Differenzen über eine größere horizontale Distanz detektiert. Heseltine et al. testeten verschiedene Bildverarbeitungsalgorithmen zur Gesichtserkennung und identifizierten den LHG-Operator als die effektivste Oberflächenrepräsentation und Distanzmetrik [HPA04]. In Anlehnung an diese Aussage wurde hier die empfohlene Filtermaskengröße fünf benutzt und das LHG-Merkmal anhand der folgenden Filtermaske berechnet:

$$\mathbf{LHG} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (6.4)$$

Anwendung fand auch das Rangefilter, das die Differenz zwischen dem Maximal- und Minimalwert in einer 3×3 -Nachbarschaftsumgebung für jedes Pixel berechnet [BH85]. Ferner wurde auch der Laplace-Operator verwendet, der die zweite Ableitung zur Kantenerkennung approximiert.

Gaußsche Krümmung

Die Gaußsche Krümmung zählt zu der Gruppe der geometrischen Merkmale und ist wie folgt definiert. Die Krümmung K eines Oberflächenpunktes ist das Produkt der Hauptkrümmungen k_1 und k_2 :

$$K = k_1 \cdot k_2 = \frac{1}{r_1} \cdot \frac{1}{r_2} \quad (6.5)$$

mit Hauptkrümmungsradien r_1 und r_2 .

Die Gaußsche Krümmung wurde für die Punkte der Topoplots als weiteres Merkmal berechnet.

Merkmalsbilder

Das Ergebnis der oben beschriebenen Operationen für die Berechnung verschiedener Merkmale sind wieder Bilder gleicher Größe wie die ursprünglichen Topoplots. Sie werden im Folgenden als Merkmalsbilder bezeichnet.

Beispielbilder für alle hier vorgestellten und implementierten LBP-Varianten sind in Abb. 6.4 und 6.5 zu sehen. Abb. 6.6 zeigt die hier beschriebenen Gradientenbilder sowie die Merkmalsbilder aus Rangefilter und dem Laplace-Operator. Ein Beispielbild für die Gaußsche Krümmung ist in Abb. 6.6 dargestellt. Die in den Abbildungen und Tabellen im Folgenden enthaltenen Bezeichnungen sind nach den Beschreibungen in Tabelle 6.1 zu interpretieren. Im Gegensatz zum Topoplot aus Abb. 6.1 beinhalten die hier dargestellten Bilder auch die Randbereiche des kartesischen Gitters.

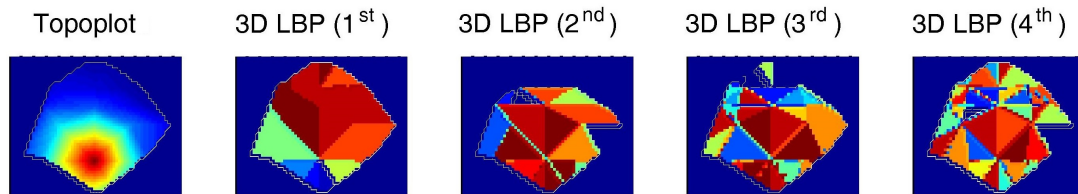


Abbildung 6.4: Beispiele von Merkmalsbildern: Topoplot und Texturmerkmale.

6.4.2 Nachbearbeitung

Jedes Merkmalsbild besteht aus $51 \times 63 = 3213$ Pixeln. Aus diesem wurde der Innenbereich mit der Kopfabbildung abgeschnitten und der Rahmenrand verworfen, wodurch

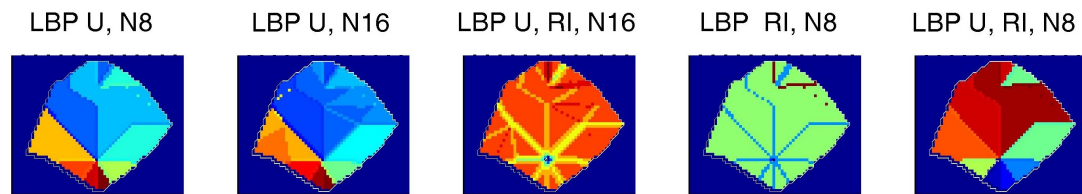


Abbildung 6.5: Beispiele von Merkmalsbildern: Texturmerkmale.

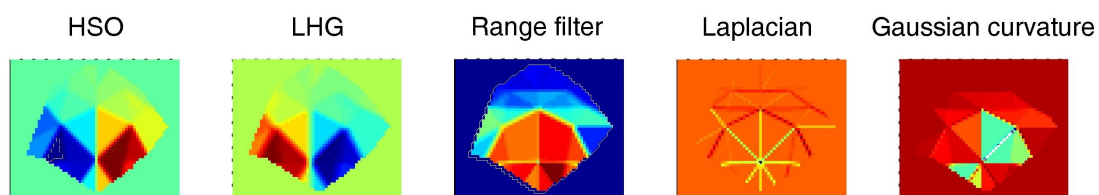


Abbildung 6.6: Beispiele von Merkmalsbildern: Gradienten und Gaußsche Krümmung.

Bezeichnung	Bedeutung
Topoplot	Topoplots
3D LBP (1 st)	3D-LBP (1. Schicht)
3D LBP (2 nd)	3D-LBP (2. Schicht)
3D LBP (3 rd)	3D-LBP (3. Schicht)
3D LBP (4 th)	3D-LBP (4. Schicht)
LBP U, N8	LBP uniform, 8 Nachbarn
LBP U, N16	LBP uniform, 16 Nachbarn
LBP RI, N8	LBP rotationsinvariant, 8 Nachbarn
LBP U, RI, N8	LBP uniform, rotationsinvariant, 8 Nachbarn
LBP U, RI, N16	LBP uniform, rotationsinvariant, 16 Nachbarn
HSO	horizontaler Sobeloperator
LHG	<i>large horizontal gradient operator</i>
Range filter	Rangefilter
Laplacian	Laplace-Operator
Gaussian curvature	Gaußsche Krümmung

Tabelle 6.1: Zuordnung der verwendeten Bezeichnungen der Merkmalsbilder.

1489 Pixel (d. h. ca. 46 % des Originalbildes) übrig blieben. Aus diesen Teilbildern wurden nach den in Tab. 6.2 zusammengefassten Schritten Vektoren für die Untersuchung der weiteren Verarbeitungsschritte erzeugt.

	Merkmalsbild	Abtastung 1:2 horizontal und vertikal	Abtastung 1:3 horizontal und vertikal	Abtastung 1:4 horizontal und vertikal
Pixelanzahl	3213	372	164	94
Anteil vom originalen Merkmalsbild	100 %	11,58 %	5,1 %	2,93 %

Tabelle 6.2: Abtastung der Merkmalsbilder und ihre jeweilige Pixelanzahl.

6.5 Klassifikation

6.5.1 Klassifikationsverfahren

Der Begriff Maschinelles Lernen bezeichnet im Allgemeinen die Eigenschaft eines Systems, Wissen aus Erfahrung zu generieren. D. h., das System bekommt Beispiele für einen Sachverhalt und lernt diese nicht einfach auswendig, sondern extrahiert Gesetzmäßigkeiten, die Beispielen der gleichen Klasse gemein sind. Nach der Lernphase ist es dann in der Lage zu verallgemeinern und damit neue Fälle den Beispielklassen zuzuordnen.

Beim maschinellen Lernen unterscheidet man zwischen überwachtem Lernen (*supervised learning*) und unüberwachtem Lernen (*unsupervised learning*). Soll der Algorithmus aus dem korrekten Funktionswert zu einer Eingabe lernen, spricht man von überwachtem Lernen. Beim unüberwachtem Lernen ist es hingegen die Aufgabe des Algorithmus Cluster zu bilden, welche sich durch charakteristische Muster voneinander unterscheiden, und die Zugehörigkeit neuer Eingaben zu den Kategorien abzuschätzen.

Bei der automatischen Klassifikation von ICA-Merkmalen handelt es sich um überwachtes Lernen, da der Algorithmus Paare von Daten und Expertenlabels erhält und lernt, um später neue Komponenten als Artefakt oder EEG klassifizieren zu können.

Es kamen vier Klassifikationsverfahren zum Einsatz. Neben der Linearen Diskriminanzanalyse, die hauptsächlich für die Auswahl geeigneter Merkmalsbilder verwendet wurde (vgl. Abschnitt 6.5.2), wurden noch die logistische Regression als binärer Klassifikator, *Support Vector Machine* und künstliche neuronale Netze implementiert und trainiert. Im Folgenden werden sie kurz erläutert.

Lineare Diskriminanzanalyse

Zur Ermittlung der am besten geeigneten Merkmale wurde zuerst die lineare Diskriminanzanalyse (LDA) auf alle extrahierten Merkmalsbilder angewandt (Abschnitt 6.5.2).

Die LDA minimiert die Intragruppenvarianz \mathbf{S}_W

$$\mathbf{S}_W = \sum_{i=1}^C \sum_{n=1}^{l_i} (x_{i,n} - m_i) \cdot (x_{i,n} - m_i)^T \quad (6.6)$$

bei gleichzeitiger Maximierung der Intergruppenvarianz \mathbf{S}_B

$$\mathbf{S}_B = \sum_{i=1}^C l_i \cdot (m_i - m) \cdot (m_i - m)^T \quad (6.7)$$

durch Berechnung der Projektionsmatrix \mathbf{W}_{LDA} :

$$\mathbf{W}_{LDA} = \arg \max_{\mathbf{W}} \frac{|\mathbf{W}^T \cdot \mathbf{S}_B \cdot \mathbf{W}|}{|\mathbf{W}^T \cdot \mathbf{S}_W \cdot \mathbf{W}|} \quad (6.8)$$

C : Klassenanzahl, m_i : Mittelwert von Klasse i und l_i : Anzahl der Fälle x in Klasse i .

Folglich muss das Verhältnis von \mathbf{S}_B zu \mathbf{S}_W maximiert werden, um eine maximale Trennung zwischen den Klassen zu gewährleisten.

Als Abstandsmaß wurde die Euklidische Distanz benutzt. Ein bekanntes Problem bei der LDA ist die Forderung nach Nicht-Singularität der Kovarianzmatrix der Intragruppenvarianz \mathbf{S}_W , die nicht immer erfüllt ist.

Zur Lösung des Problems gibt es eine Reihe von Verfahren [SW96], [DY03], [KLTK05], hier wird bei Singularität die Pseudo-Inverse verwendet [RD98], [SD96].

Logistische Regression

Die logistische Regression (LgR) gehört wie auch die LDA zu den linearen Klassifikationsverfahren. D. h., es handelt sich um Verfahren, mit denen eine lineare Entscheidungsgrenze zwischen den Daten ermittelt wird. Da Ausreißer bei der logistischen Regression nur eine geringe Gewichtung erfahren und die Schätzung nur sehr wenig beeinflussen, kann die logistische Regression als allgemeiner bezeichnet werden. Bei der LDA hingegen werden Ausreißer bei der Schätzung der Kovarianzmatrix berücksichtigt. Diese Tatsache macht das Verfahren zwar aufgrund der zusätzlichen Informationen genauer, lässt es jedoch an Robustheit gegenüber großen Ausreißern verlieren.

Support Vector Machine

Die *Support Vector Machine* (SVM) ist ein sehr verbreiteter sogenannter *large margin classifier*. Das Besondere dabei ist, dass die SVM die Objekte so in Klassen einzuteilen versucht, dass um die Klassengrenzen herum ein möglichst großer, objektfreier Bereich entsteht. Jedes Objekt wird durch einen Vektor in einem Vektorraum repräsentiert, und die Aufgabe der SVM ist es, eine Hyperebene zu finden, die die Klassen in diesem Raum trennt. In Abhängigkeit vom eingesetzten Kernel der SVM lässt sich die Trennung der Daten linear oder aber auch nicht-linear gestalten. Bei einer nicht-linearen Trennung wird der Vektorraum mit den darin befindlichen Objektvektoren in einen höherdimensionalen

Raum überführt, wodurch eine lineare Trennung durch eine Ebene wieder möglich wird. Wechselt man daraufhin in den niedrigerdimensionalen Raum zurück, verändert sich die lineare Hyperebene zu einer nicht-linearen (z. T. auch nicht zusammenhängenden) Hyperfläche [Bur98], [Bis06]. Eine dafür gut geeignete Kernelfunktion ist z. B. der Gauß-Kernel (*Gaussian radial basis function*), der hier zur Anwendung kam.

Künstliche neuronale Netze

Künstliche neuronale Netze (KNN) sind bereits seit den frühen 1940er Jahren bekannt. Sie sind bei allen Anwendungen von Interesse, bei denen nur geringes explizites Wissen über das Problem vorliegt. Die Architektur eines KNN ist durch die Anzahl seiner Schichten, die Anzahl der jeweiligen Neuronen und die Art und Weise, wie diese miteinander verbunden sind (Kanten) gekennzeichnet. Sie enthalten dabei jeweils eine Eingabe- und eine Ausgabeschicht sowie verdeckte Schichten, deren Anzahl entscheidend für die Struktur des Netzes ist. Bei dem im Folgenden benutzten KNN handelt es sich um ein einschichtiges Netz, das mit Hilfe von Fehlerrückführung trainiert wird [RHW86]. Das hier benutzte KNN wurde mit 100 Iterationen berechnet.

6.5.2 Vorgehen bei der Klassifikatorberechnung

Für das weitere Vorgehen zur Klassifikatorberechnung war es nötig, aus der Vielzahl der Merkmalsbilder eine geeignete Teilmenge zu bestimmen, die Klassifikatoren zu trainieren, zu vergleichen und zu testen und letztlich eine entsprechende Klassifikatorausswahl zu treffen (Abb. 6.7).

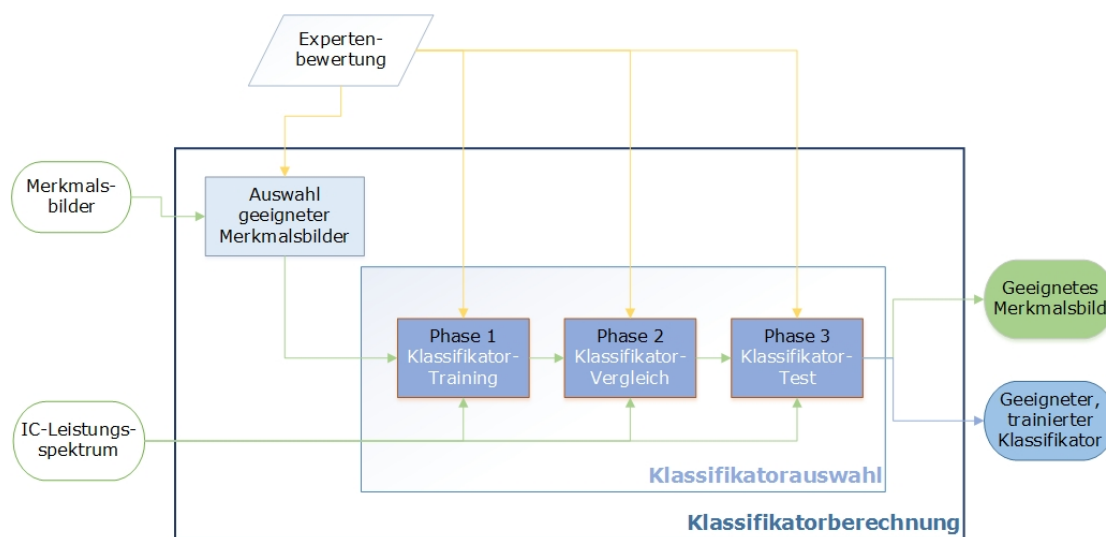


Abbildung 6.7: Vorgehen zur Klassifikatorberechnung

Für die Ermittlung der besten Merkmalsbilder wurde die LDA als einfaches und genaues lineares Verfahren eingesetzt. Die Datenmenge bestand aus 625 Sets (Proban-

den \times Aufgaben) mit je 25 Topoplots. Tabelle 6.3 gibt einen Überblick über die Anzahl der verwendeten Daten.

	Anteil aus der gesamten Set-Menge	Anzahl der benutzten Sets	Anzahl der Merkmalsbildvektoren
Training	60 %	375	9375
Test	40 %	250	6250

Tabelle 6.3: Verwendete Datenmenge bei der Auswahl geeigneter Merkmalsbilder mittels LDA.

Aufgrund der erzielten Ergebnisse (Abschnitt 6.5.3) wurden die sechs besten Merkmalsbilder ausgewählt. Die Tatsache, dass die vier Abtastvarianten keinen größeren Einfluss auf die LDA-Erkennungsleistung hatten und in Anbetracht einer Rechenleistungsoptimierung erschien die 1:2 Variante mit 372 Pixeln als sinnvoll. Merkmalsbilder mit 1:2-Abtastung und einer LDA-Erkennungsrate größer als 85 % wurden für das weitere Vorgehen ausgewählt.

Auffällig ist, dass die meisten Merkmalsbilder aus der Gruppe der Gradienten stammen (LHG, HSO, Rangebilder, Laplace-Operator). Ferner waren die Topoplots und die Gaußsche Krümmung dabei. Da die LBPs nicht völlig aus der weiteren Evaluation ausgeschlossen werden sollten, und da die zweite Schicht der 3D-LBPs mit einer Erkennungsleistung von 84,9 % nur geringfügig schlechter abschnitt als die gesetzte Schwelle von 85 %, erschien es sinnvoll, diese dennoch in das weitere Vorgehen einzubinden und dafür auf ein Merkmal aus der Gradientenfamilie (z. B. Laplace-Operator) zu verzichten. Damit war mindestens ein Vertreter jeder Merkmalskategorie eingebunden.

Im Abschnitt 6.2 wurde bereits beschrieben, wie das Vorgehen der Experten bei der Begutachtung und Klassifizierung der Komponenten ist. Sie verlassen sich nicht nur auf das Topoplotmuster, sondern beziehen auch die Frequenzbänder der Komponentenaktivitäten in ihre Bewertung ein. Für die Implementierung einer vollautomatisierten Artefakteliminierung, die das Verhalten eines Experten simuliert, ist es folglich unerlässlich, neben den Merkmalsbildern auch die fünf üblichen Frequenzbänder in die Klassifikation zu integrieren.

Die Klassifikatorauswahl wurde in drei Phasen eingeteilt: das Klassifikator-Training bzw. das Ermitteln der jeweils optimalen Parameter, der Klassifikator-Vergleich und die Klassifikator-Testung. In Phase 1 wurden 60 % der Probandendaten benutzt, in Phase 2 und Phase 3 jeweils 20 %. Die Ergebnisse, die unter Verwendung von Merkmalsbildern und Frequenzbändern erzielt wurden, werden im Folgenden detailliert beschrieben.

6.5.3 Ergebnisse

Auswahl geeigneter Merkmalsbilder

Für die Ermittlung der besten Merkmale wurden Erkennungsraten aus der LDA-Klassifikation inspiziert und die LDA-Ergebnisse mit der Experten-Klassifikation anhand des

Signal-Rausch-Verhältnisses verglichen.

Erkennungsraten aus der LDA Zur Minimierung des Aufwands ist für alle Abtastvarianten die Abhängigkeit der Erkennungsraten von der Anzahl der Eigenvektoren berechnet worden. Diese Abhängigkeit ist als *receiver operating characteristic* (ROC) in Abb. 6.8 dargestellt.

Die Grenze ist bei 70 % der Gesamtanzahl der nach der Größe ihrer Eigenwerte sortierten Eigenvektoren gesetzt worden. Die Klassifikation erfolgte auf eine randomisierte Auswahl von ICs. Training und Testen wurde kreuzvalidiert durch eine fünfzigfache Wiederholung für jedes Merkmal. Die Ergebnisse wurden gemittelt und die Varianz berechnet (Tabelle 6.4).

Die Erkennungsraten variieren zwischen 73 % für die vierte LBP-Schicht und 88 % für Rangefilter. Die Abtastung der Merkmalsbilder hat keine große Auswirkung auf die Erkennungsraten. Tabelle 6.4 zeigt, dass die Erkennungsraten wie erwartet unterschiedlich stark abnehmen. Sie nehmen am wenigsten bei den Topoplots, Rangefiltern und der Gaußschen Krümmung ab. Am meisten nehmen sie für die uniforme, rotationsinvariante LBP mit 16 Nachbarn und für die rotationsinvarianten LBP mit 8 Nachbarn ab. Hier wirkt sich die niedrige Abtastung stärker aus (vgl. Abb. 6.5). Bei Kombination verschiedener Merkmale überstiegen die Ergebnisse nicht die 88 % Erkennungsrate, die die Rangebilder allein erzielten.

Vergleich der LDA-Ergebnisse mit der Experten-Klassifikation Nach der Klassifikation durch die LDA wurden die als Artefakt klassifizierten Komponenten verworfen und die übrigen, als EEG klassifizierten Komponenten, rückprojiziert. Das Ergebnis ist das artefaktkorrigierte Signal. Ein Vertreter eines kompletten IC-Sets mit 25 Topoplots ist in Abb. 6.9 dargestellt. Über jedes Topoplot ist das vom Experten vergebene Label vermerkt. Unterschiedliche Bewertungen durch die Maschine sind mit einem grauen Rahmen versehen, z. B. wurde das Bild in der dritten Zeile, dritte Spalte von der Maschine als Artefakt klassifiziert.

Ein Beispiel des ursprünglichen bandpassgefilterten Signals der Fp1-Elektrode, des vom Experten bereinigten Signals und des automatisch anhand von Rangebildern (Abtastvariante 1:3) artefaktbereinigten Signals ist in Abb. 6.10 gezeigt.

Als Kriterium zur Charakterisierung der manuellen und automatischen Artefakteliminierungsprozeduren wurde das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) benutzt:

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sigma_x^2}{\sigma_e^2} \right) \text{ [dB]} \quad (6.9)$$

mit σ_x^2 : Signalvarianz und σ_e^2 : Rauschvarianz. Für die hier vorliegenden mittelwertfreien Signale ergibt sich

$$SNR = 10 \cdot \log_{10} \frac{\sum_{(i=1)}^N x_i^2}{\sum_{(i=1)}^N (s_i - x_i)^2} \quad (6.10)$$

mit N : Anzahl der Abtastzeitpunkte, x_i : rauschreduziertes Signal zum Zeitpunkt i

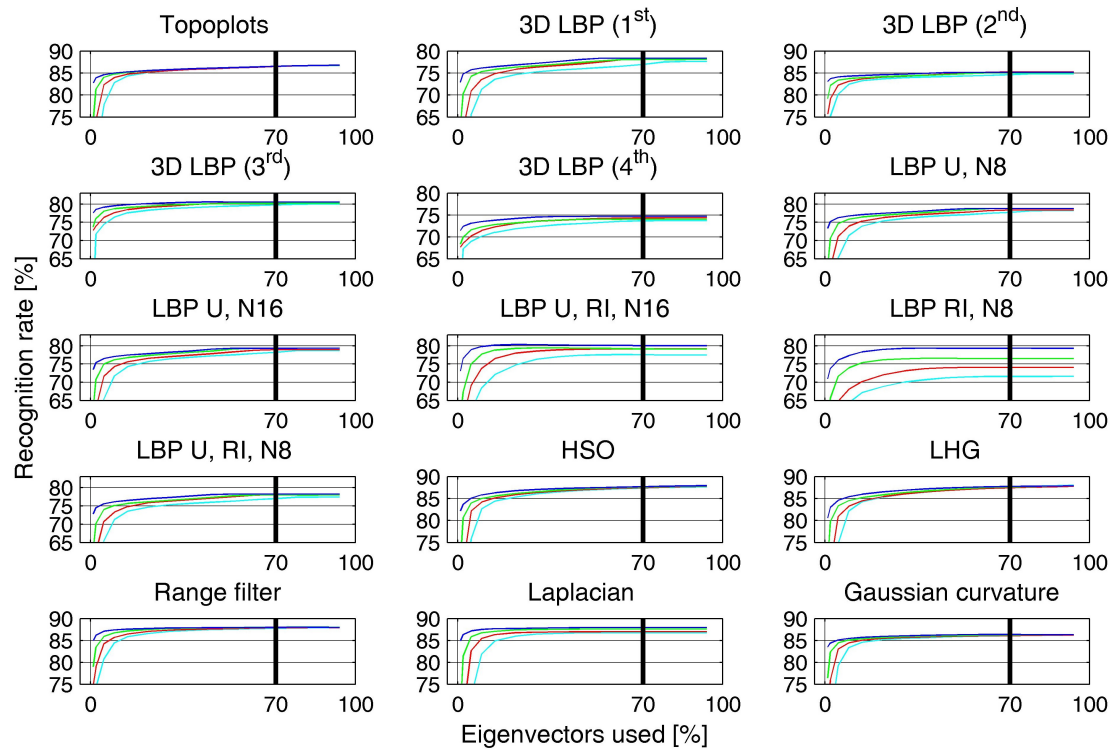


Abbildung 6.8: Abhängigkeit der LDA-Erkennungsraten von der Anzahl der benutzten Eigenvektoren für jedes der 15 Merkmale und die vier Abtastvarianten (blau 1:1, grün 1:2, rot 1:3, hellblau 1:4); die vertikale Linie markiert die hier gesetzte Grenze von 70 % der Gesamtanzahl der Eigenvektoren (Sortierung der Eigenvektoren nach der Größe ihrer Eigenwerte).

Abtastung Anzahl der Eigenvektoren	1:1 1042	1:2 260	1:3 114	1:4 65
Merkmale				
Topoplots	86,6 (0,16)	86,6 (0,17)	86,5 (0,7)	86,7 (0,19)
3D LBP (1.)	78,4 (0,20)	78,0 (0,16)	78,1 (0,16)	77,0 (0,25)
3D LBP (2.)	85,1 (0,14)	84,9 (0,16)	85,3 (0,17)	84,6 (0,16)
3D LBP (3.)	80,3 (0,12)	80,1 (0,11)	80,4 (0,12)	79,8 (0,11)
3D LBP (4.)	74,5 (0,21)	74,0 (0,18)	74,2 (0,22)	73,5 (0,22)
LBP rotationsinvariant, 8 Nachbarn	79,3 (0,25)	76,4 (0,23)	74,0 (0,14)	71,5 (0,28)
LBP uniform, 8 Nachbarn	78,6 (0,16)	78,7 (0,18)	78,4 (0,15)	77,8 (0,17)
LBP uniform, 16 Nachbarn	79,3 (0,21)	79,4 (0,22)	79,0 (0,19)	78,3 (0,25)
LBP uniform, rotations- invariant, 8 Nachbarn	78,3 (0,20)	78,0 (0,22)	78,0 (0,20)	77,1 (0,22)
LBP uniform, rotations- invariant, 16 Nachbarn	80,1 (0,15)	79,1 (0,14)	79,1 (0,19)	77,6 (0,27)
LHG	87,9 (0,10)	87,7 (0,11)	87,5 (0,14)	87,6 (0,09)
HSO	87,8 (0,11)	87,7 (0,13)	87,5 (0,10)	87,4 (0,12)
Rangebilder	88,0 (0,10)	88,1 (0,09)	88,0 (0,11)	87,8 (0,11)
Laplacian	87,9 (0,11)	87,6 (0,10)	87,0 (0,12)	86,8 (0,14)
Gaußsche Krümmung	86,3 (0,13)	86,2 (0,18)	86,0 (0,16)	86,1 (0,15)

Tabelle 6.4: Erkennungsraten der LDA für die getesteten Merkmalsbilder: Mittelwert (%) über 50 kreuzvalidierte Ergebnisse und Varianz (in Klammern).

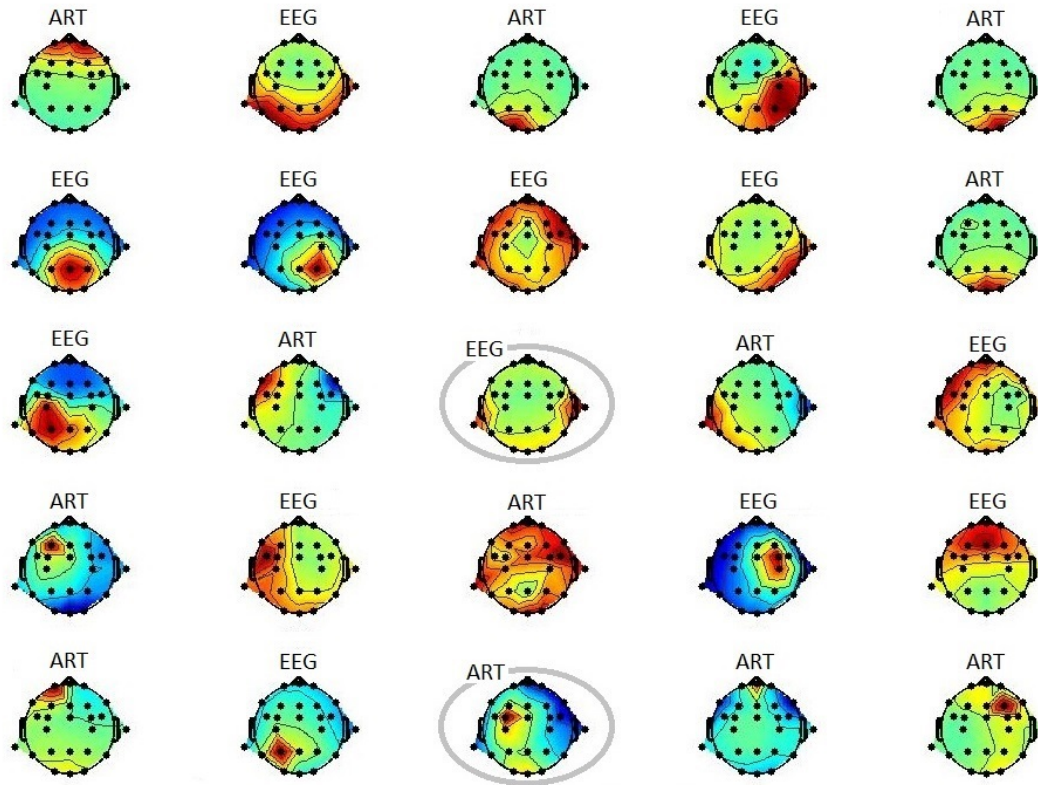


Abbildung 6.9: Beispiel eines kompletten IC-Sets aus 25 Topoplots mit dem Label eines Experten über jedem Topoplot. Unterschiedliche Klassifikationen durch die LDA sind mit einem grauen Rahmen versehen.

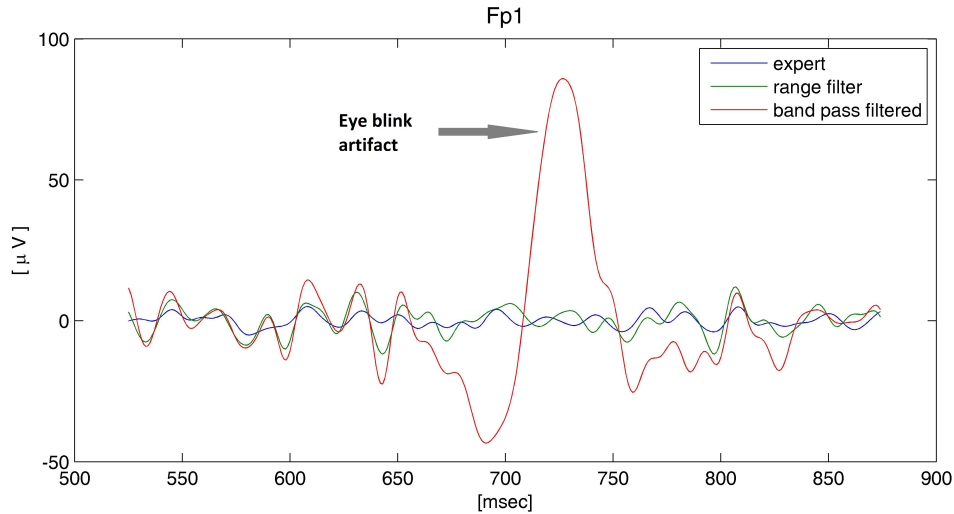


Abbildung 6.10: Bandpassgefiltertes Signal von der Fp1-Elektrode (rot) mit ausgeprägtem Lidschlagartefakt. Vom Experten bereinigtes Signal (blau) und automatisch anhand von Rangebildern (Abtastung 1:3) bereinigtes Signal (grün).

und s_i : bandpassgefiltertes Signal zum Zeitpunkt i .

Für das Rauschsignal im Nenner wurde der gleiche Wert sowohl für das vom Experten bereinigte SNR_{EXP} wie auch für das maschinell bereinigte SNR_{M} eingesetzt, d. h. die Differenz zwischen dem bandpassgefilterten Signal und dem vom Experten bereinigten Signal. Unter dieser Annahme kann die Leistung beider Ansätze verglichen werden. Alle EEGs einer Person wurden hintereinander zusammengefügt, wodurch sich ein einziges langes Signal für jede Person ergab. Die SNR_{EXP} und SNR_{M} wurden dann für jede Elektrode berechnet und die Ergebnisse über die Probanden gemittelt.

Die SNR-Werte sind äußerst gering, zwischen -9,8 dB und 9,8 dB, wie in der Literatur beschrieben. Sie sind wie erwartet geringer in den frontalen Bereichen [GAH⁺09], [MS13], welche durch Augenartefakte stark kontaminiert sind. Der Unterschied zwischen SNR_{EXP} und SNR_{M} ist nahezu null und weist daraufhin, dass die Qualität zwischen dem vom Experten bereinigten und dem maschinell bereinigten Signal ähnlich gut ist. SNR-Kopfabbildungen für das vom Experten bereinigte Signal und für das anhand vier ausgesuchter Merkmale bereinigte Signal sind in Abb. 6.11 dargestellt. Sie verdeutlichen die Ähnlichkeit zwischen der zeitaufwendigen manuellen Klassifikation und der automatisierten, maschinellen Artefaktbereinigung für alle EEG-Kanäle über alle Probanden und Aufgaben.

Klassifikator-Training

Aus den 60 % der Probanden wurden randomisiert über die Probandennummern 80 % für das Trainieren des jeweiligen Klassifikators (d. h. Ermittlung der bestgeeigneten Para-

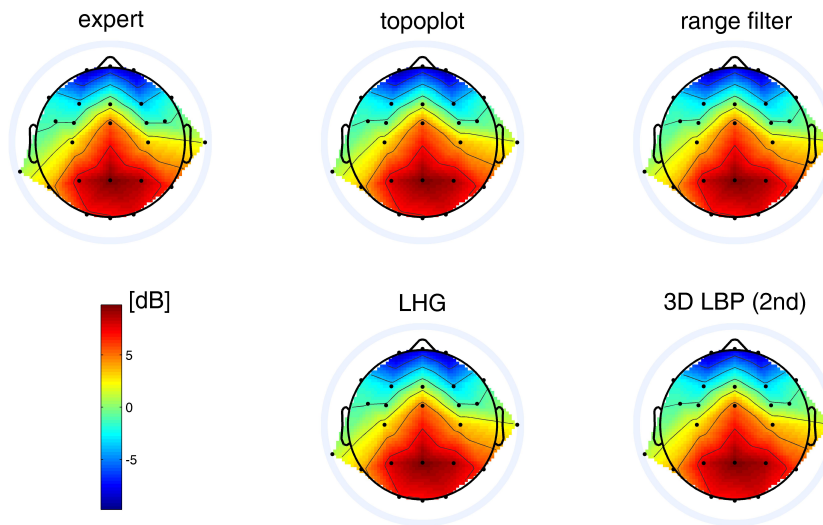


Abbildung 6.11: Signal-Rausch-Verhältnis (gemittelt).

meter) und 20 % für das Testen genommen. In Phase 1 kann das Testen auch als Tuning des Klassifikators bezeichnet werden. Dabei fand für jedes Klassifikationsverfahren und für jeden Parameter eine Kreuzvalidierung (5×4) statt. Die über die 20 Ergebnisse gemittelten Werte für jedes Verfahren und für jeden Parameter sind als ROC-Kurven auf Abb. 6.12 gezeigt. Anhand dieser ROC-Kurven wurden die besten Parameter für das jeweilige Klassifikationsverfahren und Merkmal empirisch ausgewählt (Tabelle 6.5). Die gemittelten Ergebnisse dieser Klassifikator-Tunings sind in Tabelle 6.6 zusammengestellt.

	LDA [N - 1]	LgR [λ]	SVM [C/ σ]	KNN [λ /units]
Topoplots	376	$2,5 \cdot 10^{-3}$	2,5/0,5	$1,8 \cdot 10^{-2}/10$
3D LBP (2.)	376	$2,5 \cdot 10^{-3}$	2,5/4,5	$1,8 \cdot 10^{-2}/10$
LHG	376	$2,5 \cdot 10^{-3}$	1,5/2,8	$2,5 \cdot 10^{-3}/3$
HSO	376	$2,2 \cdot 10^{-1}$	2,6/0,8	$5,5 \cdot 10^{-4}/4$
Rangefilter	376	$1,8 \cdot 10^{-2}$	3,5/1,1	$5,0 \cdot 10^{-2}/3$
Gaußsche Krümmung	376	2,7	1,5/0,4	2,7/3

Tabelle 6.5: Optimale Parameter je Klassifikationsverfahren und Merkmal (N: Anzahl der Eigenvektoren, λ : Regularisierungsparameter, C: SVM-Regularisierung, σ : Kernelbreite, units: Neuronenanzahl der verdeckten Schicht)

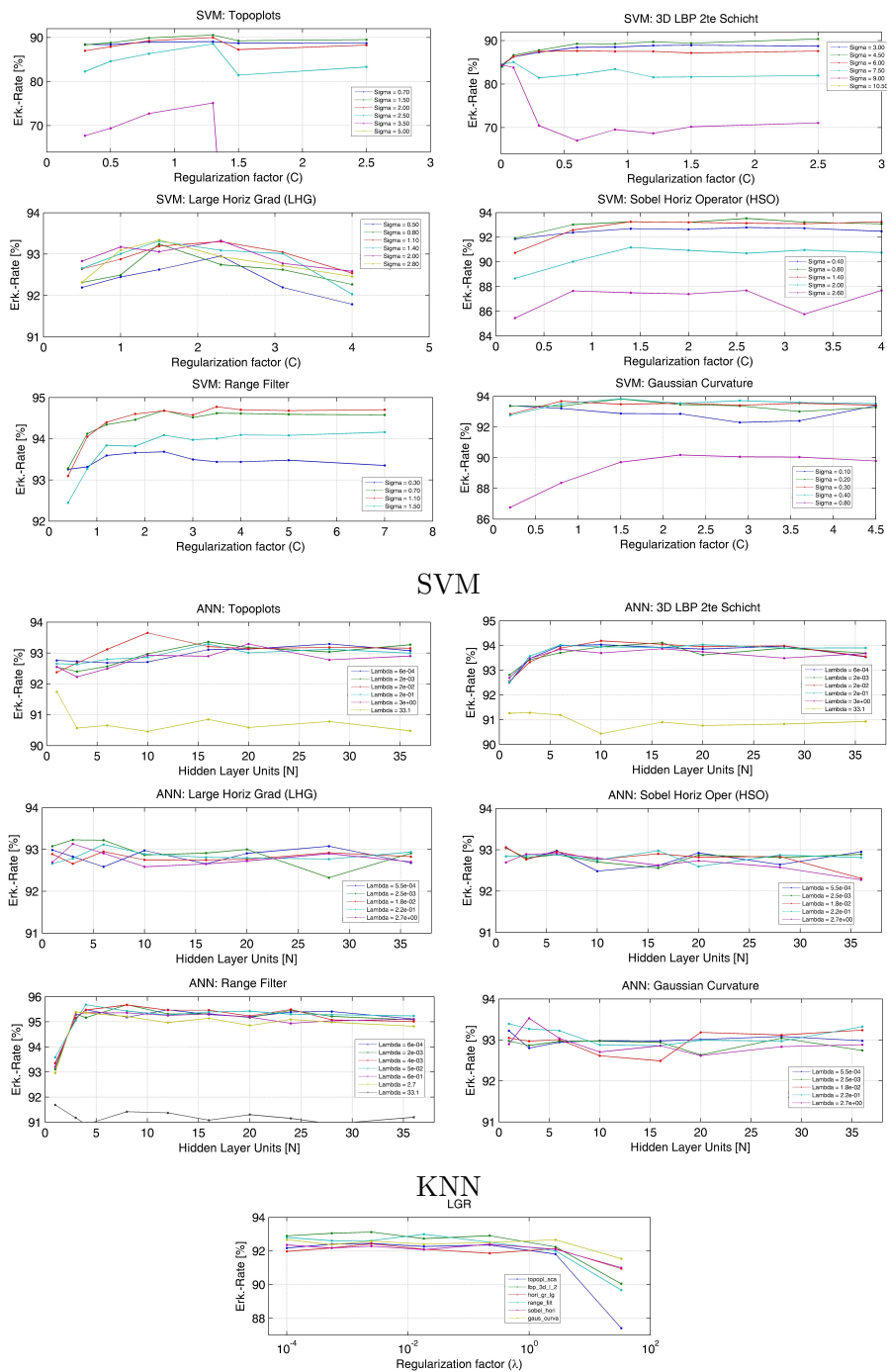


Abbildung 6.12: ROC-Kurven zur empirischen Auswahl optimaler Parameter für das jeweilige Klassifikationsverfahren und Merkmal.

	LDA	LgR	SVM	KNN
Topoplots	86,9 (1,1)	92,3 (1,3)	88,4 (0,8)	93,2 (1,0)
3D LBP (2.)	84,3 (1,4)	92,9 (0,8)	89,8 (1,5)	94,1 (0,7)
LHG	89,3 (1,0)	92,3 (1,0)	92,3 (1,1)	92,8 (1,2)
HSO	89,7 (1,1)	92,2 (0,8)	93,4 (0,7)	92,7 (0,9)
Rangebilder	90,9 (1,3)	92,8 (1,1)	94,6 (1,0)	95,5 (0,9)
Gaußsche Krümmung	90,5 (0,7)	92,5 (1,3)	93,7 (1,2)	93,1 (0,9)

Tabelle 6.6: Gemittelte Ergebnisse (%) und Standardabweichungen (in Klammern) für die optimalen Parameter der Klassifikator-Tunings je Merkmal.

Klassifikator-Vergleich

Aufgrund der Tatsache, dass die LDA bereits in Phase 1 bei allen Merkmalen deutlich schlechter als die anderen Klassifikationsverfahren abschnitt (Tab. 6.6), wurde sie aus dem weiteren Prozedere in Phase 2 ausgeschlossen.

Die Ergebnisse für die logistische Regression, die SVM und die KNN sind für jedes Merkmal in Tabelle 6.7 zusammengefasst. Die Rangebilder in Kombination mit den KNN erzielen mit 95,85% die beste Erkennungsrate. Ihre Kombination mit SVM als Klassifikator ist mit 94,04% ebenfalls zufriedenstellend. Ferner erbringen die KNN in Kombination mit der zweiten Schicht der 3D-LBP ein ähnlich gutes Ergebnis von 94,07%. Auffällig bei den Klassifikatoren ist die Robustheit der logistischen Regression, deren Erkennungsraten sich bei allen Merkmalen zwischen 92,7% und 93,4% bewegen. Das lässt vermuten, dass in den Daten Ausreißer existieren, die jedoch beim Trainieren eine geringe Gewichtung erfahren und damit die Schätzung wenig beeinflussen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Rangebilder und die Klassifikatoren SVM und KNN sich am besten für die automatisierte Artefakteliminierung eignen.

	LgR	SVM	KNN
Topoplots	93,13	89,53	92,55
3D LBP (2.)	92,65	89,13	94,07
LHG	92,91	92,62	92,76
HSO	93,16	93,78	92,91
Rangebilder	93,02	94,04	95,85
Gaußsche Krümmung	93,42	93,31	93,45

Tabelle 6.7: Ergebnisse (%) aus der Validierung der Klassifikatoren je Merkmal.

Klassifikator-Testung

In Phase 3 wurden die ausgewählten Klassifikatoren (SVM und KNN) auf 20% der Probandendaten für das ausgewählte Merkmal (Rangebilder) getestet. Ferner wurde das System auf Daten aus einer kleinen Versuchsreihe einer weiteren Testung unterzogen.

Für die Ermittlung der Echtzeitfähigkeit der Methode wurde die Rechenzeit der einzelnen Module betrachtet. Die Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt.

Erkennungsraten aus der Klassifikation Die Ergebnisse der Klassifikatoren wurden in Phase 3 nicht nur mit der Bewertung des Experten (Experte 1) verglichen, dessen Labels für das Trainieren der Klassifikatoren benutzt wurden, sondern auch mit den Bewertungen zwei weiterer, vom Klassifikatortraining ausgeschlossener Experten (Experte 2 und Experte 3). Die Ergebnisse dieser Testung sowie die Übereinstimmung zwischen den Experten sind in Tabelle 6.8 dargestellt. Wie erwartet ist die Übereinstimmung mit Experte 1 sehr groß. Dennoch erzielt der Algorithmus im Vergleich mit Experte 3 seine Bestleistung von 95,42 % und hat ebenfalls sehr gute Übereinstimmung mit Experte 2 von über 90 %. Die Güte der Übereinstimmung der Maschine mit Experte 2 gewinnt umso mehr an Bedeutung, wenn man sie vor dem Hintergrund der Übereinstimmung von 92,8 % zu Experte 1 und von 90,89 % zu Experte 3 betrachtet. Ferner fällt auf, dass die KNN einen kleinen Vorsprung gegenüber der SVM haben.

Darüber hinaus wurde das System einer weiteren Testung mit Daten aus einer kleinen Versuchsreihe (9 Probanden \times 12 Aufgaben) unterzogen (Abschnitt 7.6). Die ICA-Komponenten wurden von einem dritten Experten (Experte 3) visuell inspiziert und klassifiziert. Die Übereinstimmungsraten zwischen der Maschine und Experte 3 zeigt Tabelle 6.9. Beide Klassifikatoren erzielten Werte über 90 %. Auch hier sind die KNN mit einer Erkennungsrate von 95,31 % der SVM überlegen.

	SVM	KNN	Experte 1	Experte 2	Experte 3
Experte 1	93,51	95,20	–	92,84	95,15
Experte 2	90,62	91,71	92,84	–	90,89
Experte 3	92,87	95,42	95,15	90,89	–

Tabelle 6.8: Übereinstimmung (%) der automatisierten Klassifikation anhand von Rangbildern mit den Experten und Übereinstimmung (%) der Experten untereinander.

	SVM	KNN
Experte 3	93,25	95,31

Tabelle 6.9: Übereinstimmung (%) der automatisierten Klassifikation mittels Rangbildern mit einem Experten auf Daten aus einer kleinen Versuchsreihe.

Rechenzeit Die Testung des Algorithmus bzgl. seiner Echtzeitfähigkeit fand auf einem Intel Core i5-3320M Prozessor (2,6 GHz) mit 8 GB DDR3-SDRAM (2×4 GB) statt. Das Eingangssignal war ein 25-kanaliges EEG mit einer Länge von 94,34 s (Abtastrate 500 Hz). Es wurde ein so kurzes Signal gewählt, weil die Berechnung der ICA die aufwendigste Operation in der Verarbeitungskette ist und folglich den Flaschenhals bzgl. der

Rechenzeit des Systems bildet. Die Rechenzeit der ICA hängt dabei von der Signallänge ab. Gleichzeitig muss jedoch auch beachtet werden, dass die Ermittlung von N Komponenten mehr als kN^2 Signalpunkte erfordert (mit N : Anzahl der EEG-Kanäle, N^2 : Anzahl der Gewichte in der ICA-Entmischungsmatrix und k : Faktor, der mit steigender Kanalanzahl steigt).

Das Vorverarbeitungsmodul benötigt insgesamt ca. 5 s für die Bandpassfilterung dieses Eingangssignals, die Berechnung der ICA und der Topoplots. Die Ableitung eines Merkmalsbildes (durch Rangefilterung) und seiner entsprechenden Frequenzbänder benötigt lediglich 15,7 ms. Das Testen einer Komponente sowohl mit SVM wie auch mit KNN beträgt weniger als 1 ms. Tabelle 6.10 enthält die Rechenzeiten der einzelnen Module und demonstriert die Echtzeitfähigkeit des Systems. Da das Systemtraining offline erfolgt, braucht es in der Rechenzeitbetrachtung nicht berücksichtigt zu werden.

Vorverarbeitung	Bandpassfilter	0,164 s
	ICA	4,731 s
Merkmalsextraktion	Topoplot	0,121 s
	Rangefilter	0,002 s
	Nachbearbeitung	0,00007 s
	Frequenzbänder	0,013 s
Klassifikation (Onlinetest)	SVM – Rangebild (4:1)	$5,6 \cdot 10^{-4}$ s
	KNN – Rangebild (4:1)	$9,6 \cdot 10^{-6}$ s

Tabelle 6.10: Rechenzeiten einzelner Module der Verarbeitungskette.

6.6 Diskussion

Die neue, vollautomatisierte und echtzeitfähige Artefaktbereinigungsmethode erreicht Erkennungsleistungen zwischen 89,13 % und 95,20 %. Die beste Erkennungsleistung ergibt sich für die Rangebilder mit der Abtastvariante 1:2 und die Frequenzbänder in Kombination mit den KNN.

Der Vergleich mit zwei weiteren Experten und auch die Klassifikation von Daten aus einer weiteren Versuchsreihe, bewertet durch einen dritten Experten, ergaben auch Übereinstimmungen von über 90 %. Da auch Expertenmeinungen auseinandergehen können [WHT11], kann dieses Ergebnis als sehr gut eingeschätzt werden.

Eine vergleichbare Methode ist nicht bekannt. Um dennoch eine relative Einschätzung der Leistungsfähigkeit des neuen Verfahrens geben zu können, sind die im EEGLAB implementierten Verfahren ADJUST [MJB10] und CORRMAP [VTE⁺09] herangezogen worden. Ein vergleichender Test mit ADJUST ist jedoch letztlich nicht durchgeführt worden, weil die Autoren vor Anwendung ihrer Methode die manuelle Entfernung von Segmenten mit nicht-typischen Artefakten aus dem kontinuierlichen EEG [BM14] empfehlen. Das bedeutet, dass es sich nicht um eine automatisch arbeitende Artefakteliminierung handelt und ein Vergleich deshalb nicht sinnvoll ist.

CORRMAP ist dagegen im Automatikbetrieb nutzbar und wurde mit 250 ICs getestet. Die Erkennungsrate betrug im Vergleich zur Expertenbewertung 62 %. Dieses Ergebnis ist plausibel, weil auch hier die Autoren als einen Schwerpunkt ihrer Artefaktbereinigung typische Artefakte wie Lidschläge und laterale Augenbewegungen angeben [VTE⁺09].

Die neu entwickelte Methode ist ein automatisches Verfahren, das nicht auf spezielle Artefakttypen beschränkt, damit also universell einsetzbar ist. Die Echtzeitfähigkeit ist eine weitere vorteilhafte Eigenschaft. Zusammen mit den hohen Erkennungsraten ist das Verfahren ein praktikables Werkzeug zur Einsparung von Aufwand bei der EEG-Analyse. Eine hardwarenahe Programmierung könnte die Rechenzeit des Vorverarbeitungsmoduls, z. B. durch Parallelisierung der Algorithmen, noch deutlich verbessern.

Der erste Teil des Verfahrens, die Extraktion von Merkmalen aus den ICA-Komponenten mit Bildverarbeitungsalgorithmen, wurde bereits in einer eigenen Veröffentlichung vorgestellt [RSHM15a]. Eine zweite Veröffentlichung zur Klassifikation der ICA-Merkmale ist in Vorbereitung [RSHM15b]. Die Evaluation der Methode anhand externer Daten unterschiedlicher EEG-Kanalkonfiguration wird in der zweiten Veröffentlichung folgen.

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

Als Grundlage für die Quantifizierung psychischer Beanspruchung dienen die in den vorhergehenden Kapiteln beschriebenen subjektiven und objektiven Kenngrößen. Aus ihnen kann ein Index abgeleitet werden, der psychische Beanspruchung quantitativ bewertet. In diesem Kapitel werden nach einleitenden Bemerkungen über übliche Indexierungen (Abschnitt 7.1) sechs Methoden der Indexierung beschrieben. Über die Auswertung der Fragebögen können die subjektiven Einschätzungen der Beanspruchung ermittelt werden (Abschnitt 7.2). Auf der Auswertung objektiver Kenngrößen aus den Leistungsdaten, den kardiovaskulären Signalen und dem EEG beruhen die danach beschriebenen Methoden (Abschnitt 7.3, 7.4, 7.5). Letztere ist weit verbreitet und geht von der Tatsache aus, dass eine psychische Beanspruchung am einfachsten aus den Veränderungen des Elektroenzephalogramms im Frequenzbereich ersichtlich ist. Die Ergebnisse dieser Herangehensweise werden im Abschnitt 7.5.1 dargestellt und diskutiert. Als weitere Möglichkeit, die psychische Beanspruchung zu bewerten, bietet sich die Implementierung des aus der Literatur bekannten Verfahrens von Lei an, das mit dem *Logistic Function Model* arbeitet. Als Ergebnis einer kritischen Analyse dieser Methode ist das Modell hier erweitert worden. Das Vorgehen und die erzielten Ergebnisse bei der Quantifizierung der psychischen Beanspruchung werden im Abschnitt 7.5.2 beschrieben.

Anschließend wird aus den Erkenntnissen der bereits bekannten Verfahren eine neue Methode mit der Bezeichnung *Dual Frequency Head Maps* (DFHM) entwickelt, die Basis eines neuen Systems für die kontinuierliche Beanspruchungsdiagnostik ist. Eine Beschreibung der Idee und ihrer Umsetzung erfolgt im Abschnitt 7.5.3.

7.1 Möglichkeiten der Indexierung

Für die Erfassung der psychischen Beanspruchung existieren verschiedene Messmethoden und Indexierungen mit Intervall- oder Ordinalskalen. Der NASA-TLX bewegt sich z. B. auf einer Intervallskala von 0 bis 100 in Fünferschritten, der Index des *Logistic Function Model* auf einer Skala von 0 bis 1. Der Vorteil solcher intervallskalierten Indizes ist, dass die Abstände zwischen den verschiedenen Merkmalsausprägungen exakt bestimmbar sind. Das impliziert meistens auch eine höhere Sensitivität. Problematisch hingegen ist das Fehlen eines natürlichen Nullpunktes für die Skala, d. h., der bei den Skalen gesetzte Nullpunkt ist ein willkürlicher Nullpunkt und kein absoluter. Es existiert eine natürliche Rangordnung, jedoch ist es schwer, sicher zu erkennen, wo die tatsächlichen Grenzen für eine niedrige, mittlere und hohe Beanspruchung zu setzen sind.

Kategoriale Indizes sind für die Praxis am sinnvollsten. Der Anwender ist an einer Kategorisierung seines Zustands interessiert, weniger an einem metrischen Wert mit vielen Ausprägungen. So sind Ampelsysteme leicht verständliche und weit verbreitete Anwendungen zur Warnung. Intervallskalierte Indizes müssten folglich zu Kategorien zusammengefasst werden. So definiert Lei Beanspruchungsindizes im Bereich von 0 bis 0,2 als niedrige, von 0,2 bis 0,8 als mittlere und von 0,8 bis 1 als hohe Beanspruchung. Kategoriale Indizes können jedoch auch ohne Clusterung ermittelt werden, z. B. durch ordinalskalierte Fragebogen-Items oder durch die Anwendung von Klassifikationsverfahren.

Sollen hingegen Aussagen über das Maß der Beanspruchung über einen größeren Zeitraum getroffen werden, so erscheint es wiederum sinnvoller, intervallskalierte, metrische Werte zu haben. So könnte z. B. eine Überbeanspruchung durch die Häufung von Zuständen hoher Beanspruchung über ein bestimmtes Zeitintervall definiert werden. Einige Autoren gehen nach der Klassifikation von kurzen Zeitsegmenten in eine der drei Kategorien dazu über, die Kategorienindizes über einen längeren Zeitraum zu mitteln und so einen intervallskalierten Wert zu erzeugen [HPS10].

Die Klassifikation von kurzen Zeitsegmenten in drei Kategorien wird auch für die Quantifizierung der psychischen Beanspruchung im Rahmen der vorliegenden Dissertation verwendet. Die Verwendung von nur drei Kategorien erleichtert die Definition von Über- oder Unterbeanspruchung, für die aber noch Folgeuntersuchungen mit entsprechenden Studiendesigns erforderlich sind.

7.2 Subjektive Kenngrößen

Die Abb. 7.1 und 7.2 zeigen die Ergebnisse aus dem NASA-TLX. Als erstes wurden die Gewichtungen der einzelnen Dimensionen über alle Aufgaben und Probanden gemittelt (Abb. 7.1), damit eine Aussage über die implementierte Testbatterie in Bezug auf die vorherrschende Belastungsart getroffen werden kann. Es ist klar zu erkennen, dass die geistige Dimension bei der konzipierten Aufgabenbatterie überwiegt. Am wenigsten vorhanden ist wie erwartet die körperliche Dimension. Eine emotionale Beanspruchung durch Frustration ist von den Probanden bzgl. der gesamten Aufgabenbatterie ebenfalls als gering bewertet worden. Damit kann davon ausgegangen werden, dass die Beanspruchung durch Informationsverarbeitungsprozesse induziert wird, welche sich im EEG widerspiegeln müssten.

In Abb. 7.2 ist der je Aufgabe und über die Probanden gemittelte *workload index* des NASA-TLX dargestellt. Varianzanalyse und Post-hoc-Tests zwischen den Aufgaben zeigten signifikante Unterschiede zwischen den meisten Aufgaben (Tab. 7.1). Die in den Abbildungen und Tabellen im Folgenden enthaltenen Bezeichnungen sind nach den Beschreibungen in Tabelle 7.2 zu interpretieren.

Die Aufgaben 0-back, Switch-GER und Switch-NUM werden von den Probanden als einfach empfunden (*workload index* $\approx 37,6$) und weisen keine signifikanten Unterschiede untereinander auf. Dies ist hier auch nicht zu erwarten, da sich diese Aufgaben recht wenig bzgl. ihrer Minimalanforderungen unterscheiden. Stroop liegt im mittleren Schwierig-

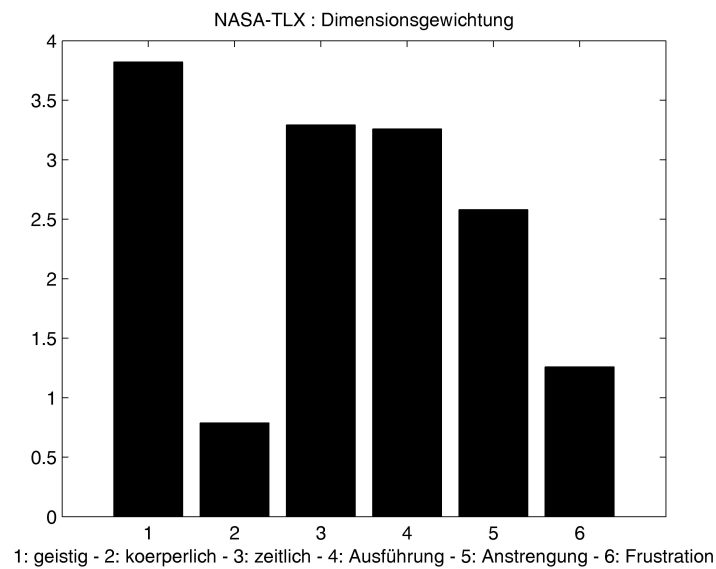


Abbildung 7.1: Die über alle Probanden und Aufgaben gemittelten Dimensionsgewichtungen des NASA-TLX.

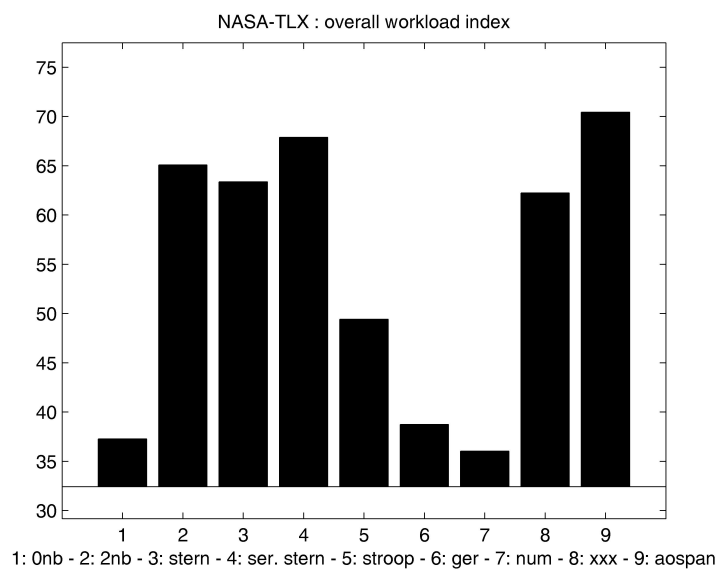


Abbildung 7.2: Der über alle Probanden je Aufgabe gemittelte *workload index* aus dem NASA-TLX.

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos
0nb	—	***	***	***	***			***	***
2nb	***	—			***	***	***		
stern	***		—		***	***	***		***
s.ste	***			—	***	***	***		
str	***	***	***	***	—	***	***	**	***
ger		***	***	***	***	—		***	***
num		***	***	***	***		—	***	***
xxx	***				**	***	***	—	*
aos	***		***		***	***	***	*	—

Tabelle 7.1: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung des Schwierigkeitsgrades der einzelnen Aufgaben beim NASA-TLX (Greenhouse-Geisser: $F(5,96; 316,01) = 65,02$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

Bezeichnung	Zuordnung
0nb	0-back
2nb	2-back
stern	Sternberg
s.ste, ser. stern, ser. Sternberg	serieller Sternberg
str	Stroop
ger, GER	Switch-GER
num, NUM	Switch-NUM
xxx, XXX	Switch-XXX
aos	AOSPAN
anf, aaa, Anfang	Anfangsruhemessung
end, eee, Ende	End-Ruhemessung

Tabelle 7.2: Zuordnung der verwendeten Bezeichnungen zu den Aufgaben.

keitsbereich (*workload index* ≈ 50), alle anderen Aufgaben liegen etwas darüber (*workload index* $\approx 65,8$).

Bemerkenswerter ist, dass die Probanden zwischen den fünf in ihren Anforderungen doch recht unterschiedlichen schwierigeren Aufgaben (d. h. zwischen 2-back und Sternberg, seriellen Sternberg, Switch-XXX, AOSPAN) keine Unterscheidung bzgl. der Beanspruchung treffen können. Hier könnte ein Deckeneffekt vermutet werden, d. h. die Beanspruchung erreicht die subjektive „Decke“ und die erwünschte Aussagekraft der subjektiven Bewertung leidet darunter.

Die Stroop-Aufgabe zeigt signifikante Unterschiede zu allen Aufgaben. In diesem Zusammenhang sei noch auf die NASA-TLX-Subskala der Dimension Frustration verwiesen (Abb. 7.3). Sie zeigt deutlich, dass die subjektiv erlebte Frustration bei den Aufgaben 2-back, serieller Sternberg und Sternberg recht hoch ist. Hingegen ist die Frustration beim Stroop äußerst gering, was auf den eher „spielerischen“ Charakter der Stroop-Aufgabe zurückzuführen ist, der motivationsfördernd wirken kann.

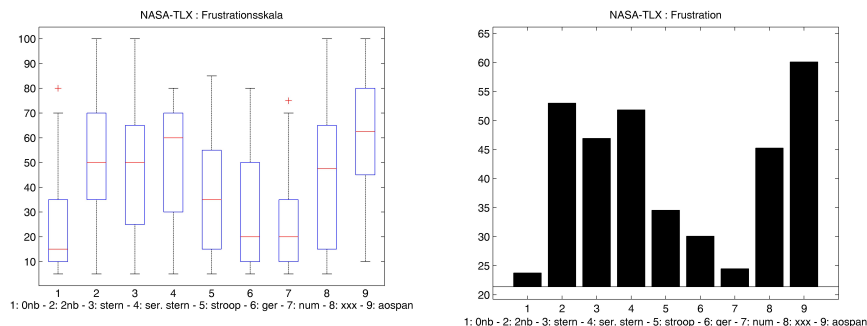


Abbildung 7.3: Links: Verteilung der Bewertungen für die NASA-TLX-Subskala Frustration je Aufgabe; rechts: die über alle Probanden gemittelten Werte der Dimension je Aufgabe.

7.3 Objektive Kenngrößen aus Leistungs- und Verhaltensdaten

Die aus der Bearbeitung der Aufgaben resultierenden Parameter sind Fehler- bzw. Genauigkeitsraten und Reaktionszeiten. Die Analyse der Reaktionszeiten war jedoch wenig sinnvoll, da sich beispielsweise die Probanden bei der AOSPAN-Aufgabe soviel Zeit lassen konnten wie sie wollten.

Bei der Auswertung der Leistungsdaten wurden deshalb lediglich die Genauigkeitsraten der Probanden berücksichtigt. Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Werte sind in Abb. 7.4 dargestellt. Varianzanalyse und Post-hoc-Tests zwischen den Aufgaben zeigten signifikante Unterschiede (Tab. 7.3).

Es ist offensichtlich, dass signifikante Leistungsunterschiede zwischen den einfachen Aufgaben (0-back, Switch-GER und Switch-NUM) und allen anderen Aufgaben sowie zwischen der schwersten AOSPAN-Aufgabe und allen weiteren Aufgaben existieren. Dar-

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

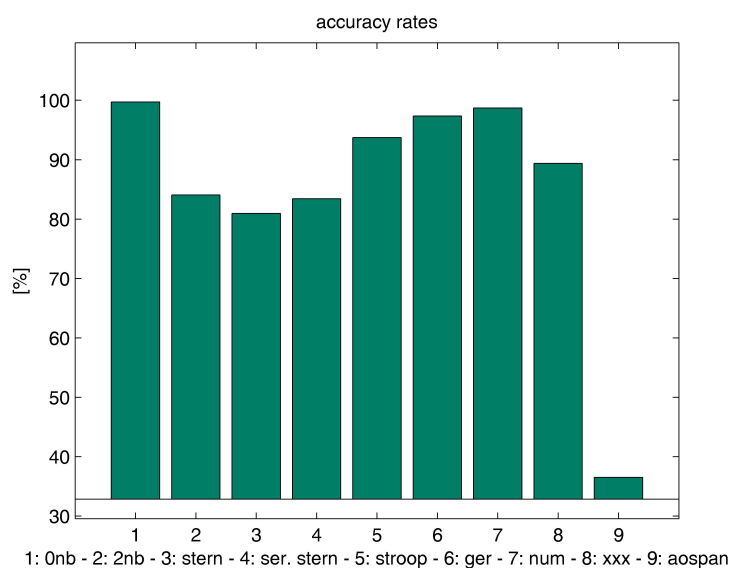


Abbildung 7.4: Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Genauigkeitsraten.

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos
0nb	—	***	***	***	***	***	**	***	***
2nb	***	—			**	***	***		***
stern	***		—		***	***	***	***	***
s.ste	***			—	**	***	***		***
str	***	**	***	**	—	**	***		***
ger	***	***	***	***	**	—	**	***	***
num	**	***	***	***	***	**	—	***	***
xxx	***		***			***	***	—	***
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—

Tabelle 7.3: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der Genauigkeitsraten der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(3,71; 196,67) = 173,27$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$).

über hinaus zeigt die Stroop-Aufgabe signifikant höhere Genauigkeitsraten verglichen mit den Arbeitsgedächtnisaufgaben 2-back, Sternberg und dem seriellen Sternberg.

7.4 Objektive Kenngrößen aus kardiovaskulären Signalen

Der kontinuierliche Blutdruck sowie die Herzrate wurden im Zeitbereich analysiert. Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Werte des systolischen Blutdrucks sind in Abb. 7.5 (links) und der Herzrate in Abb. 7.5 (rechts) dargestellt.

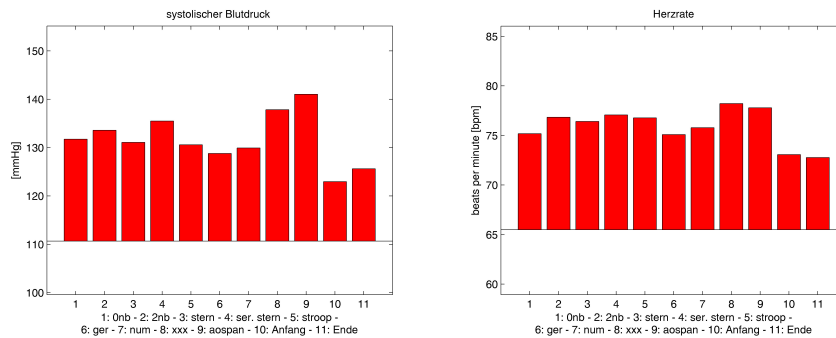


Abbildung 7.5: Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Werte: systolischer Blutdruck (links) und Herzrate (rechts).

Varianzanalyse und Post-hoc-Tests zwischen den Aufgaben zeigten signifikante Unterschiede bei dem systolischen Blutdruck und bei der Herzrate (Tab. 7.4 und 7.5). Es sind ähnliche Tendenzen wie bei den anderen beanspruchungsrelevanten Daten zu erkennen. Die Herzrate ordnet sich bei der Lösung der Stroop-Aufgabe, die bei den subjektiven Bewertungen widersprüchliche Ergebnisse zeigte, zwischen den einfachen Aufgaben und schweren Aufgaben ein. Sie unterscheidet sich nicht vom Mittelwert der Herzrate bei den Aufgaben 2-back, Sternberg oder serieller Sternberg. Der systolische Blutdruck ist dagegen bei der Stroop-Aufgabe fast so niedrig wie bei den einfachen Aufgaben.

7.5 Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm

7.5.1 Frequenzbandanalysen

Die im Folgenden beschriebenen Ergebnisse basieren auf den manuell korrigierten Daten, um jegliche Zweifel bzgl. ihrer Richtigkeit bei der Methodenentwicklung ausschließen zu können.

Die Leistungen der einzelnen Frequenzbänder charakterisieren die psychische Beanspruchung und sind seit Jahrzehnten übliche Herangehensweise bei der Analyse des EEGs. Aus diesem Grund ist die Betrachtung und Auswertung der Frequenzverläufe und Frequenzbänder unerlässlich.

Der Einfachheit halber werden im Folgenden lediglich die Fz- und Pz-Elektroden betrachtet (Abb. 5.3). Diese sind besonders prädestiniert, da aus der Literatur bereits

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—			*					***	***	*
2nb		—							***	***	**
stern			—					*	**	**	
s.ste	*			—					*	***	***
str					—			**	**	**	
ger						—		***	***		
num							—	***	***	*	
xxx			*		**	***	***	—		***	***
aos	***	***	**	*	**	***	***		—	***	***
anf	***	***	**	***	**		*	***	***	—	
end	*	**		***				***	***		—

Tabelle 7.4: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung des Blutdrucks bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(4,45; 235,65) = 17,62$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—	**		***				***	**	*	**
2nb	**	—								***	***
stern			—							**	***
s.ste	***			—	*					***	***
str					—					**	***
ger				*		—	*	***	**		***
num						*	—	***	*	**	***
xxx	***					***	***	—		***	***
aos	**					***	*		—	***	***
anf	*	***	**	***	**		**	***	***	—	
end	**	***	***	***	***	***	***	***	***		—

Tabelle 7.5: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der Herzrate bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(5,89; 312,26) = 20,92$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

bekannt ist, dass eine Erhöhung des Schwierigkeitsgrades der Aufgaben zu einer frontal dominierenden θ -Bandleistung und einer Verminderung der Leistung des parietalen α -Bandes führt (Abschnitt 3.3.3). Ferner sind die Signale der Fz- und Pz-Elektroden diejenigen, die auch in das von Lei entwickelte Modell eingehen.

Es erfolgte eine Rereferenzierung der Kanäle von der Cz-Referenz auf eine Durchschnittsreferenz (*average reference*, AV). Für die Fouriertransformation wurden die EEGs nach Multiplikation mit einem Von-Hann-Fenster in Epochen von 10 s mit einer Überlappung von 50 % zerlegt. Das Leistungsspektrum und die relativen Frequenzbandleistungen (θ : 4-8 Hz, α : 8-12 Hz, β : 12-30 Hz) wurden berechnet. Die relative Frequenzbandleistung stellt den prozentualen Anteil des jeweiligen Frequenzbandes am Gesamtleistungsspektrum dar. Die Leistung des jeweiligen Bandes wird durch Leistung aller Bänder dividiert und interindividuelle Unterschiede damit reduziert.

In Abb. 7.6 sind die Frequenzverläufe beider Elektroden in Abhängigkeit von ihrer Referenz (Cz vs. AV) gegenübergestellt. Diese wurden für beide Elektroden über alle Segmente und Probanden je Aufgabe gemittelt. Es wurden 54 Personen ausgewertet. Drei Probanden, die nicht alle Aufgaben der Testbatterie absolviert hatten, wurden aus der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Für einen besseren visuellen Vergleich in den Graphiken wurden die Aufgaben in zwei Gruppen eingeteilt. Gruppe 1 enthält Aufgaben, die die Aufrechterhaltung und Aktualisierung von Informationen im Arbeitsgedächtnis erfordern (*updating*, Kapitel 4). Das sind: 0-back, 2-back, Sternberg und der serielle Sternberg. Gruppe 2 enthielt Aufgaben, die das Wechseln zwischen Aufgaben und Operationen erfordern (*shifting*, Kapitel 4). Das sind: die Switch-Aufgabe, bestehend aus Switch-GER, Switch-NUM und Switch-XXX, und der AOSPAN.

Da sich die Stroop-Aufgabe (*inhibition*, Kapitel 4) in den bisherigen statistischen Auswertungen (Abschnitt 7.2, 7.3 und 7.4) bzgl. der Beanspruchung nicht eindeutig zuordnen ließ, ist sie beiden Gruppen zugeordnet worden. Es besteht die Hypothese, dass sie sich in Gruppe 1 als die am meisten beanspruchende erweist und sich in Gruppe 2 zwischen die Aufgaben Switch-XXX und AOSPAN einreicht.

Die Ruhemessungen zum Beginn und zum Ende der Hauptuntersuchung wurden in beiden Gruppen als Referenz verwendet. Abb. 7.6 lässt bereits vermuten, dass – wie erwartet – die Durchschnittsreferenz zur Trennung der Aufgaben besser geeignet ist als die Cz-Referenz. Eine Varianzanalyse der Leistungen der α - und θ -Bänder sowie Post-hoc-Tests zeigten bei der Durchschnittsreferenz mehr signifikante Unterschiede bei den Paarvergleichen der einzelnen Aufgaben bzgl. der θ -Bandleistung der Fz-Elektrode als bei der Cz-Referenz. Für alle weiteren Berechnungen wurden deshalb die auf die Durchschnittsreferenz rereferenzierten Signale verwendet.

Die über alle Probanden und Segmente je Aufgabe gemittelten Leistungen für das α - und θ -Band sind in Abb. 7.7 dargestellt. Sie zeigt, dass mit erhöhtem Schwierigkeitsgrad der Anteil der θ -Leistung im frontalen Bereich zu- und der α -Anteil im parietalen abnimmt.

Tabelle 7.6 zeigt die Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der Leistungen des θ -Bandes bei der Lösung der einzelnen Aufgaben, Tab. 7.7 enthält die entsprechenden Angaben für das α -Band.

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

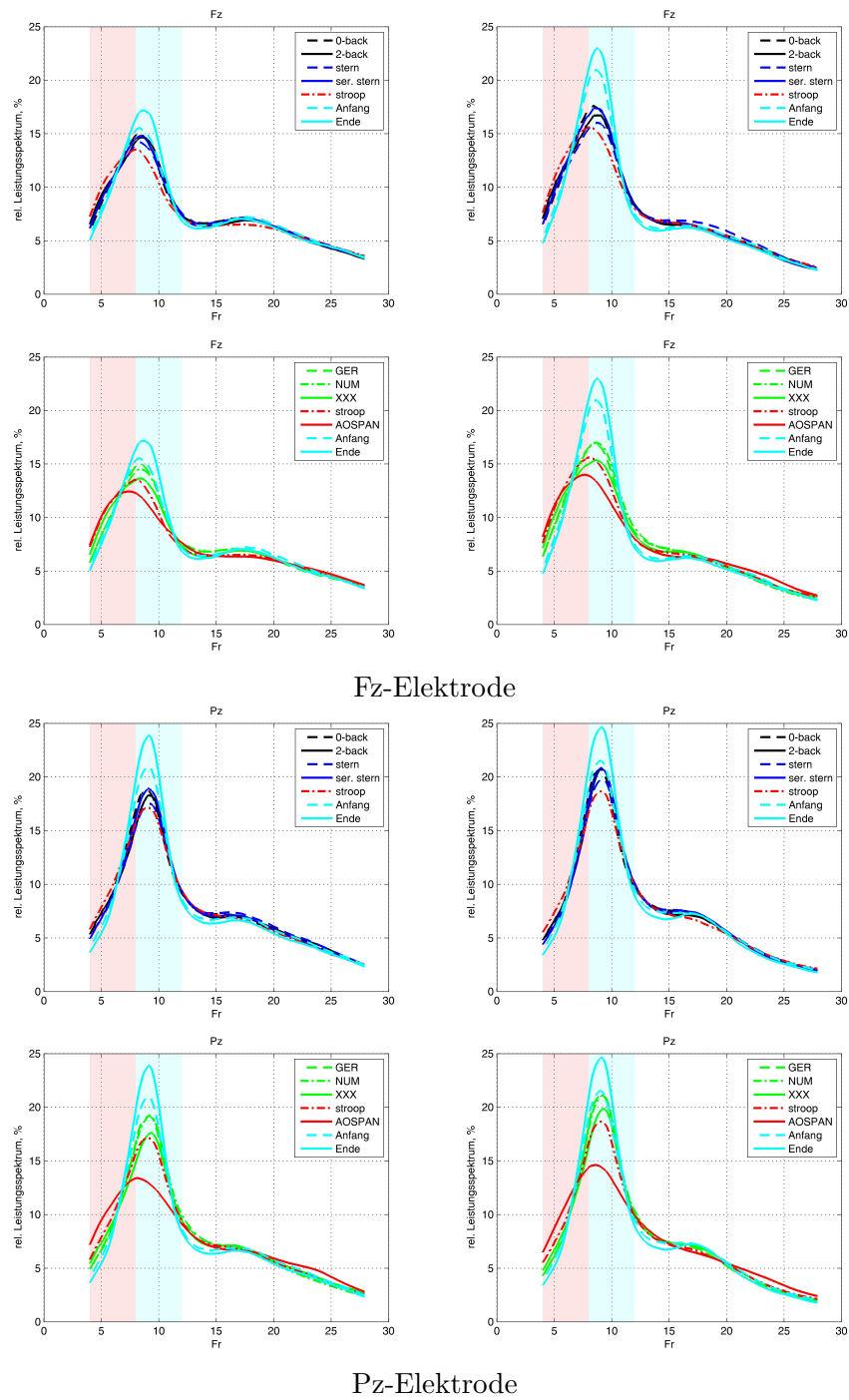


Abbildung 7.6: Über alle Probanden und Segmente gemittelte Frequenzverläufe für die Elektroden Fz und Pz (1. und 3. Zeile: Gruppe 1; 2. und 4. Zeile: Gruppe 2; linke Spalte: mit Cz als Referenzelektrode; rechte Spalte: mit Rereferenzierung auf eine Durchschnittsreferenz).

7.5 Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—				***				***	***	**
2nb		—	*						*	***	***
stern		*	—		***			*	***	*	
s.ste				—	**				***	***	**
str	***		***	**	—	***	***		***	***	***
ger					***	—		**	***	*	
num					***		—		***	*	*
xxx			*			**		—	*	***	***
aos	***	*	***	***		***	***	*	—	***	***
anf	***	***	*	***	***	*	*	***	***	—	
end	**	***		**	***		*	***	***		—

Tabelle 7.6: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der θ -Bandleistung bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(4,75; 251,87) = 22,19$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—								***		**
2nb		—							***		**
stern			—						***		***
s.ste				—					***		**
str					—	*	*		***		***
ger					*	—			***		*
num					*		—		***		*
xxx								—	***		**
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—	***	***
anf									***	—	**
end	**	**	***	**	***	*	*	**	***	**	—

Tabelle 7.7: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der α -Bandleistung bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(4,87; 258,20) = 20,68$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

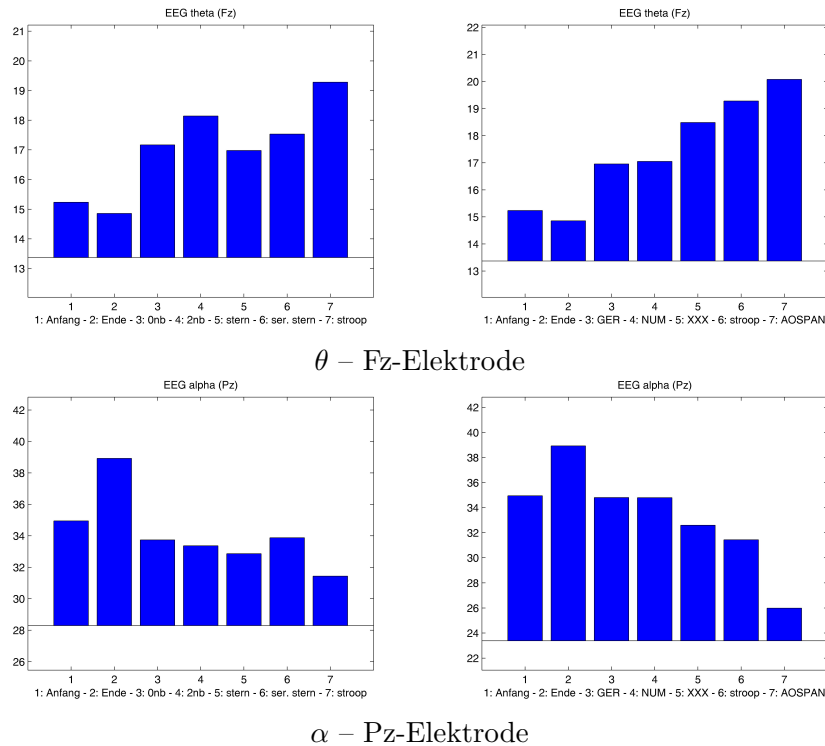


Abbildung 7.7: Über alle Probanden und Segmente gemittelte θ - und α -Bandleistungen (linke Spalte: Gruppe 1, rechte Spalte: Gruppe 2).

Sowohl im α - als auch θ -Band gibt es beim Paarvergleich zwar nicht zwischen allen Schwierigkeitsgraden signifikante Unterschiede, die Ergebnisse stimmen aber mit Beobachtungen aus anderen Studien [PP90], [Hag08], [GS00], [Kli99], [KLRF06] überein, die z.T. schon im Abschnitt 3.3.3 beschrieben wurden.

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen lassen den Schluss zu, dass für die Klassifikation der Beanspruchung die Kombination beider Frequenzbandleistungen am besten geeignet ist.

7.5.2 Modifiziertes Modell von Lei

Methode

Lei [Lei11] verwendet für die Berechnung seines *Logistic Function Model* (LFM) lediglich die Fz- und Pz-Elektroden. Nach dem heutigen Erkenntnisstand und den Ergebnissen der Untersuchungen im Rahmen dieser Dissertation ist jedoch davon auszugehen, dass das Verfahren durch Hinzunahme weiterer Elektroden verbessert werden kann. Zu erwarten ist eine höhere Genauigkeit, da mehr Information aus der relevanten Region einfließt. Außerdem wird es robuster gegenüber einem Elektrodenausfall und Rauschen, da mehr Elektroden für die Signalmittelung verwendet werden.

In die Berechnung gingen die gegen eine Durchschnittsreferenz rereferenzierten EEGs der F3-, Fz-, F4-, P3-, Pz- und P4-Elektrode ein (Abb. 5.3). Die Segmentierung in 10-s-Blöcke erfolgte mittels Von-Hann-Fensterung (Abschnitt 7.5.1). Für das vom LFM benötigte θ -Band wurden die Leistungen der EEGs der F3-, Fz- und F4-Elektroden gemittelt, für das α -Band die der P3-, Pz- und F4-Elektroden.

Das individuelle Training des Modells je Proband erfolgt, indem für alle Aufgaben die Häufigkeitsverteilungen der Bänderleistungen (α und θ) über jeweils die gleiche Anzahl von Segmenten betrachtet werden. Dazu werden hier für alle Aufgaben (außer AOSPAN) alle Segmente der ersten Minute verwendet. Die AOSPAN-Aufgabe wurde für den Test des Verfahrens benutzt. Die Mittelwerte der einzelnen Häufigkeitsverteilungen werden ermittelt und gespeichert.

Für jede Person werden anschließend über die Anfangssegmente aller Aufgaben die allgemeine Häufigkeitsverteilung für das α - und θ -Band und ihre kumulativen Verteilungsfunktionen berechnet. Anhand der vorher gespeicherten Mittelwerte werden aus den beiden kumulativen Verteilungsfunktionen jeder Person die dazu korrespondierenden Wahrscheinlichkeitswerte (p-Werte) extrahiert. Diese Wahrscheinlichkeitswerte werden je Aufgabe über alle Probanden gemittelt, wodurch ein aufgabenspezifischer, allgemeiner α - und θ -p-Wert gewonnen wird. Mit den allgemeinen Wahrscheinlichkeitswerten werden aus den individuellen kumulativen Verteilungsfunktionen die entsprechenden α - und θ -Bänderleistungswerte (q-Wert) für jeden Probanden und jede Aufgabe extrahiert. In Kombination mit den entsprechenden subjektiven NASA-Task-Load-Indizes werden sie schließlich für die Parametrisierung des Systems je Proband benutzt (für eine detaillierte Beschreibung des Verfahrens siehe [Lei11]). Für jede Aufgabe und Proband erhalten wir eine Gleichung 7.1. Dabei werden für W die subjektiv eingeschätzte Beanspruchung der jeweiligen Aufgabe, für x_1 der individuelle α -q-Wert der Aufgabe und für x_2 der individuelle θ -q-Wert der Aufgabe eingesetzt. Durch Lösen des linearen Gleichungssystems je Proband, welches aus zehn Gleichungen (8 Aufgabe + 2 Ruhephasenmessungen) besteht, erhalten wir die individuellen Koeffizienten b_0 , b_1 und b_2 .

Nach dem Training des Systems entsteht für jeden Probanden ein individuell parametrisiertes *Logistic Function Model*:

$$W = \frac{1}{1 + e^{-(b_0 + b_1 \cdot x_1 + b_2 \cdot x_2)}} \quad (7.1)$$

Hier können im weiteren Verlauf die relativen Werte der Frequenzbänderleistungen aus dem jeweiligen Segment für x_1 und x_2 eingesetzt werden. Wir erhalten folglich alle 5s einen Beanspruchungsindex W , der, wie man an den Eigenschaften der Funktion erkennen kann, im Wertebereich zwischen 0 und 1 liegt (Abb. 7.9). Segmente mit einem Beanspruchungsindex $W \leq 0,2$ werden als *low load* klassifiziert, mit einem $0,2 < W < 0,8$ als *medium load* und mit einem $W \geq 0,8$ als *high load* [Lei11]. Pro Aufgabe und Person erhalten wir auf diese Weise drei prozentuale Werte für den Anteil der Segmente in dem jeweiligen Bereich (LLS: *Low Load* Segmente, MLS: *Medium Load* Segmente, HLS: *High Load* Segmente).

Ergebnisse und Diskussion

Die Berechnung der Häufigkeitsverteilungen des α - und θ -Bandes aus der ersten Minute jeder Aufgabe zeigte, wie bereits von Lei [Lei11] beschrieben, bei den meisten Probanden ähnliche Ergebnisse. Die arithmetischen Mittelwerte der Häufigkeitsverteilung der α -Bandleistungswerte wurden in der Regel kleiner, je schwerer die betrachtete Aufgabe war. Hingegen nahmen die arithmetischen Mittelwerte der Häufigkeitsverteilung der θ -Bandleistungswerte mit der Schwierigkeitsstufe im Allgemeinen zu. Abbildung 7.8 illustriert exemplarisch die Häufigkeitsverteilungen des α - und θ -Bandes eines Probanden (*best case*) für die drei Aufgaben 0-back, Switch-XXX und Stroop.

Die über alle Probanden je Aufgabe und Band gemittelten p-Werte sind in Tabelle 7.8 zusammengefasst. Es ist deutlich zu erkennen, dass die allgemeinen θ -p-Werte mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit größer werden. Die allgemeinen α -p-Werte zeigen, wie erwartet, eine entgegengesetzte Tendenzen, aber in deutlich geringerer Ausprägung.

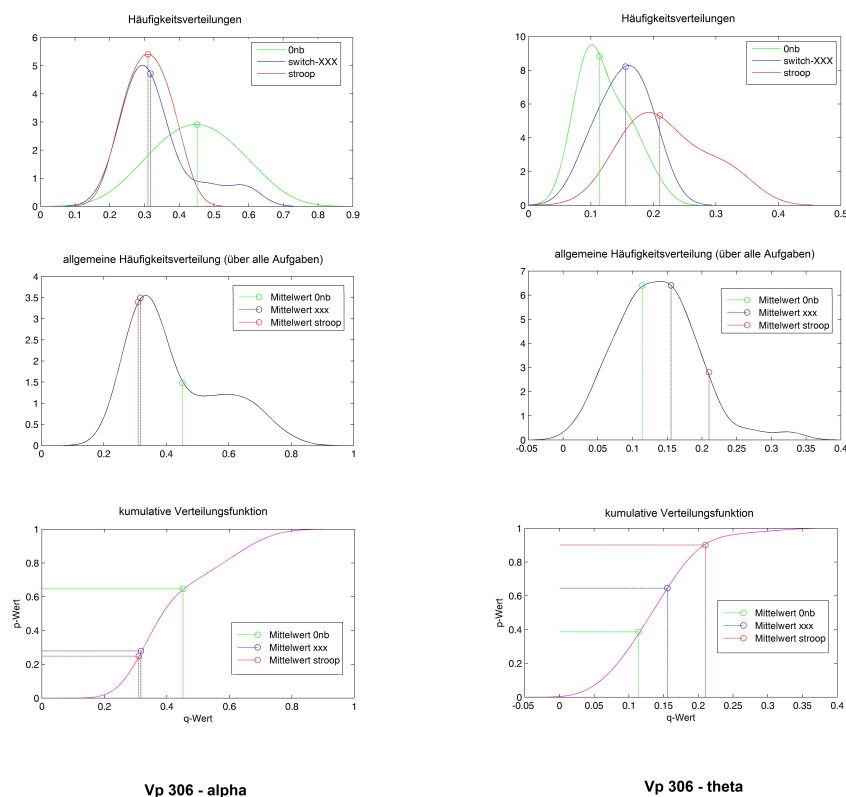


Abbildung 7.8: Zeile 1: Häufigkeitsverteilungen der Bänderleistungen für 0-back (grün), Switch-XXX (blau) und Stroop (rot). Zeile 2: allgemeine Häufigkeitsverteilungen der Bänderleistungen über alle Aufgaben. Zeile 3: kumulative Verteilungsfunktionen der Bänderleistungen über alle Aufgaben. Linke Spalte: α -Band, rechte Spalte: θ -Band.

7.5 Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm

Aufgabe	α -p-Werte	θ -p-Werte
0-back	0,53	0,48
2-back	0,45	0,57
Sternberg	0,41	0,49
ser. Sternberg	0,46	0,57
Stroop	0,43	0,66
Switch-GER	0,55	0,46
Switch-NUM	0,55	0,48
Switch-XXX	0,41	0,64
Anfangs-Ruhemessung	0,56	0,35
End-Ruhemessung	0,71	0,32

Tabelle 7.8: Die über alle Probanden gemittelten p-Werte der Aufgaben für das α - und θ -Band.

Die anhand dieser Werte individuell parametrisierten Modelle wurden mit den nicht für das Trainieren benutzten Segmenten (> 1 min) und mit der gesamten AOSPAN-Aufgabe getestet. Der alle 5 s entstehende Beanspruchungsindex ist in Abb. 7.9 exemplarisch für die Aufgaben 0-back, Stroop und AOSPAN von Proband 301 dargestellt. Die Bereiche *low load* (0-0,2) und *high load* (0,8-1,0) sind rosa hinterlegt.

Die über alle Probanden und Aufgaben gemittelten Anteile der LLS und HLS sind in Tabelle 7.9 zusammengefasst. Aus den Werten geht hervor, dass sich mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit der Anteil der HLS erhöht, während der Anteil an LLS abnimmt. Tabelle 7.10 und Tab. 7.11 zeigen, dass sich die Aufgaben sowohl bzgl. der LLS- als auch der HLS-Anteile signifikant unterscheiden.

Aufgabe	LLS [%]	HLS [%]
0-back	52,2	23,2
2-back	48,5	22,6
Sternberg	46,4	23,1
ser. Sternberg	51,1	22,9
Stroop	40,4	31,3
Switch-GER	53,4	24,0
Switch-NUM	56,4	20,2
Switch-XXX	41,1	29,7
AOSPAN	19,2	58,3
Anfangs-Ruhemessung	56,5	19,1
End-Ruhemessung	68,5	14,7

Tabelle 7.9: Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten prozentualen Anteile an LLS und HLS anhand des LFM.

Ferner ist in Abb. 7.9 deutlich erkennbar, dass der Index stark schwankt. Zur Glättung wurde der gleitende Mittelwert über 1 min berechnet. Diese Art der Glättung ist zur

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

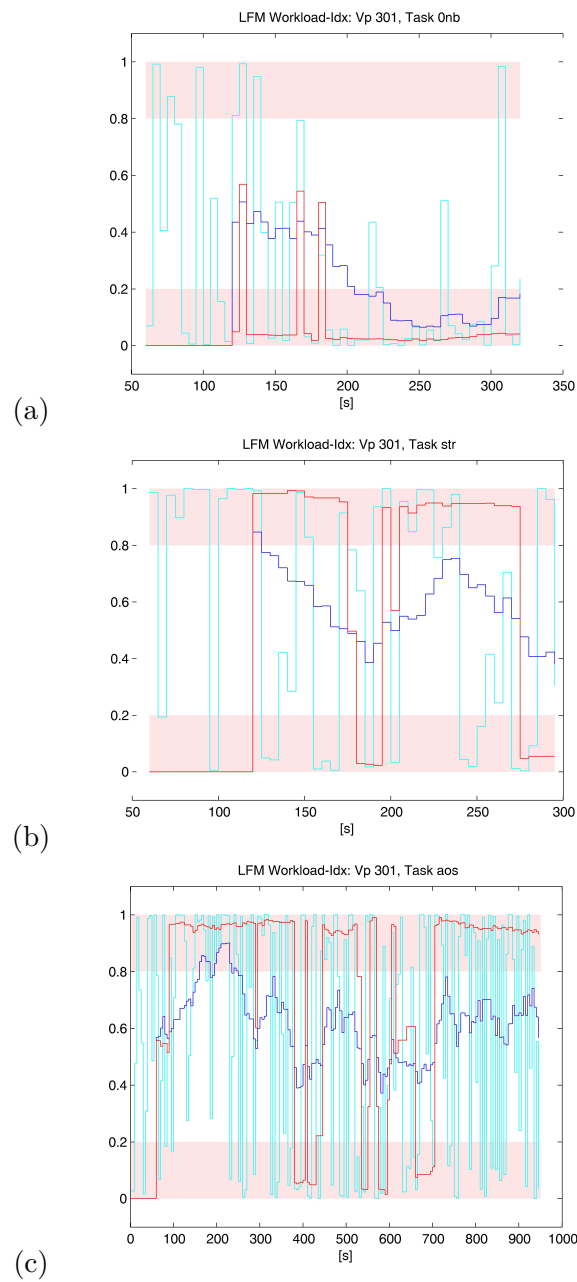


Abbildung 7.9: LFM-Beanspruchungsindex (hellblau) für die Aufgaben 0-back (a), Stroop (b) und AOSPAN (c). Rosafarbene Bereiche: *low load* und *high load*; blau: gleitender Mittelwert über 1 min berechnet; rot: Bereichsglättung über 1 min.

7.5 Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—								***		***
2nb		—							***		***
stern			—						***		***
s.ste				—	*				***		***
str				*	—	**	**		***	*	***
ger					**	—		**	***		*
num					**		—	***	***		
xxx						**	***	—	***	*	***
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—	***	***
anf					*			*	***	—	**
end	***	***	***	***	***	*		***	***	**	—

Tabelle 7.10: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der LLS-Anteile aus dem LFM bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(6,48; 349,89) = 27,74$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

	0nb	2nb	s.ste	stern	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—								***		**
2nb		—							***		**
stern			—		*				***		
s.ste				—					***		**
str			*		—		*		***	*	***
ger						—			***		*
num					*		—	**	***		
xxx							**	—	***		***
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—	***	***
anf					*				***	—	
end	**	**		**	***	*		***	***		—

Tabelle 7.11: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der HLS-Anteile aus dem LFM bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(5,28; 285,12) = 33,71$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

Ableitung einer Aussage wenig geeignet, da sich die großen Schwankungen gegenseitig kompensieren.

Um mit dem LFM-Beanspruchungsindex bessere Ergebnisse zu erzielen, wurde hier eine weitere Methode zur Glättung implementiert. Sie ermittelt innerhalb eines gleitenden Fensters von 1 min den aus den drei Bereichen dominierenden Bereich. Die gemittelten Indizes der Segmente aus diesem Bereich bildeten den neuen Index. Diese Bereichsglättung ist in der Abb. 7.9 rot dargestellt.

Betrachtet man die Anzahl der signifikanten Unterschiede, so ist auffällig, dass die allein durch die Leistungen der verschiedenen Bänder (Abschnitt 7.5.1) erzielten Signifikanzen (α -Band 21 Signifikanzen, θ -Band 31) höher sind als die beim LFM (LLS-Anteile: 25 Signifikanzen, HLS-Anteile: 20 signifikante Unterschiede). Das LFM trennt signifikant hauptsächlich zwischen der schwersten Aufgabe AOSPAN und den übrigen Aufgaben sowie zwischen der End-Ruhephase und dem Rest.

Da beim LFM subjektive Bewertungen einbezogen werden, ist davon auszugehen, dass dieser Unterschied genau darauf zurückzuführen ist. Im Abschnitt 7.2 wurde bereits gezeigt, dass die subjektiven Bewertungen z. T. stark zu hinterfragen sind. Mehrdimensionale Ratingskalen leiden unter einer mangelnden Sensitivität. Sie haben den Nachteil einer hohen Komplexität für den Probanden, die auf Überschneidungen der Begriffe bzgl. der verschiedenen Dimensionen herrührt. Problematisch ist auch, dass die Probanden zum Zeitpunkt der Befragung nicht mehr über die Beanspruchung der gesamten Aufgabe reflektieren und urteilen. Die Bewertung bezieht sich meistens lediglich auf die letzten Erinnerungsfragmente bzw. auf ein markantes Ereignis, das sich während der Aufgabe abgespielt hat und in der Erinnerung des Probanden haften geblieben ist. Ferner können die subjektiven Bewertungen durch Deckeneffekte und Motivationsaspekte beeinträchtigt sein.

7.5.3 Neue Methode der *Dual Frequency Head Maps*

Die bereits beschriebenen Methoden leiden z. T. unter einer mangelnden kontinuierlichen Erfassung oder bieten lediglich eine beschränkte Trennschärfe zwischen den Aufgaben. Angesichts der in den vorhergehenden Abschnitten aufgeführten Beschränkungen der einzelnen Bewertungsmethoden ist eine neue objektive Methode der kontinuierlichen Beanspruchungsdiagnostik entwickelt worden.

Prinzip

Aus der Literatur ist bekannt, dass mit einer zunehmenden Aufgabenschwierigkeit eine Erhöhung der Leistung des frontalen θ -Bandes und eine Abnahme der Leistung des parietalen α -Bandes einhergehen. Diese Tendenzen konnten durch die eigenen Untersuchungen bestätigt werden und bildeten die Basis für das weitere Vorgehen.

Die im Rahmen der Dissertation entwickelte neue Methode kombiniert die relevanten Bänderleistungen in einer Karte, den *Dual Frequency Head Maps* (DFHM). Im Einzelnen heißt das, dass alle Elektroden einbezogen und je nach Areal die Bänderleistungen fusioniert werden. Für die Kalibrierung des Systems wird auf die subjektiven Bewertungen

verzichtet. Expertenwissen bereichert stattdessen das Anlernen des Systems und trägt zu seiner stabilen Gestaltung bei. Der so angelernete Klassifikator klassifiziert die DFHM in drei Beanspruchungsstufen.

Im Folgenden wird die DFHM-Methode detailliert beschrieben.

Verfahren

Der z -score Z ist verwendet worden, um die Daten zwischen den Probanden vergleichbar zu machen. Die Größe Z ist eine einheitenlose Zahl zwischen -2 und 2, die den Abstand der Messgröße zum Mittelwert aller Daten in Standardabweichungen darstellt:

$$Z = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (7.2)$$

mit x : Bandleistung des Segments, μ : Mittelwert der Bandleistung aus allen Segmenten einer Elektrode über alle Aufgaben eines Probanden und σ : Standardabweichung der Bandleistung aus allen Segmenten einer Elektrode über alle Aufgaben eines Probanden.

Als Ergebnis wurden die gemittelten z -scores der Leistungen vom α - und θ -Band auf Kopfabbildungen projiziert (Abb. 7.10). Aus diesen Überlegungen entstand die Idee zur Implementierung der *Dual Frequency Head Maps*, welche die Leistung des θ -Bandes aus den frontalen Elektroden mit der Leistung des α -Bandes aus den parietalen Elektroden in einer Kopfabbildung je Segment fusioniert. Abbildung 7.11 veranschaulicht das Ergebnis dieser Fusion, die durch das Zusammenführen der beiden Abb. 7.10 (a) und (b) erzeugt wurde. Die dabei entstandenen Muster haben in Abhängigkeit zum Schwierigkeitsgrad der Aufgabe eindeutige Charakteristiken. Es bietet sich folglich an, ein System zu implementieren, welches mit Methoden des maschinellen Lernens (Abschnitt 6.5) die Indexierung der *Dual Frequency Head Maps* je Segment in einem der drei Bereiche *low load*, *medium load* und *high load* vornimmt.

Das System unterscheidet zwischen einer Trainingsphase und dem eigentlichen Bewerten der Beanspruchung (Testphase). Für das Training des Systems wurde die erste Minute aller Messungen, d. h. aller Aufgaben außer AOSPAN, sowie der zwei Ruhephasenmessungen, benutzt. Die aus den Segmenten der ersten Minute (12 Segmente \times (8 Aufgaben + 2 Ruhemessungen)) ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen der α - und θ -Bandleistungen je Elektrode und Proband wurden benutzt, um die z -scores der Trainingssegmente zu berechnen. Die daraus gebildeten DFHM wurden je Proband und Aufgabe über die Segmente der ersten Minute gemittelt und zwei Experten zur Bewertung vorgelegt (Abb. 7.12). Die Experten zeichneten sich durch Erfahrung in der EEG-Auswertung und durch gründliche Literaturkenntnisse bzgl. Beanspruchungsdiagnostik aus. Anhand der Expertenbewertungen erfolgte das Training eines SVM-Klassifikators (Abschnitt 6.5.3).

Die aus den Trainingssegmenten ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen der α - und θ -Bandleistungen je Elektrode und Proband wurden benutzt, um die z -scores aller Segmente nach der ersten Minute sowie der gesamten AOSPAN-Aufgabe zu ermitteln. Aus jedem Testsegment wurde so eine DFHM erzeugt und einer von drei Klassen zugewiesen.

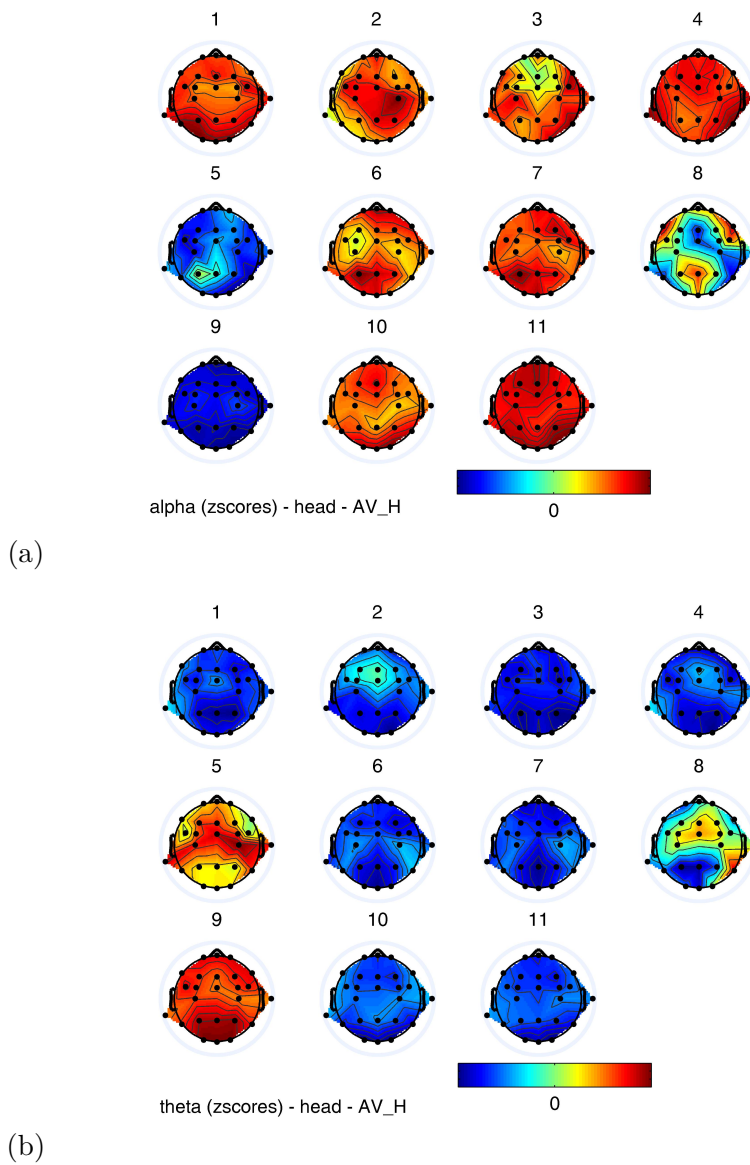


Abbildung 7.10: z -scores der Leistungen des α - (a) und θ -Bandes (b) von 25 Elektroden, gemittelt über alle Probanden und Segmente pro Aufgabe (1: 0-back, 2: 2-back, 3: Sternberg, 4: ser. Sternberg, 5: Stroop, 6: Switch-GER, 7: Switch-NUM, 8: Switch-XXX, 9: AOSPAN, 10: Anfangs-Ruhephase, 11: End-Ruhephase).

7.5 Objektive Kenngrößen aus dem Elektroenzephalogramm

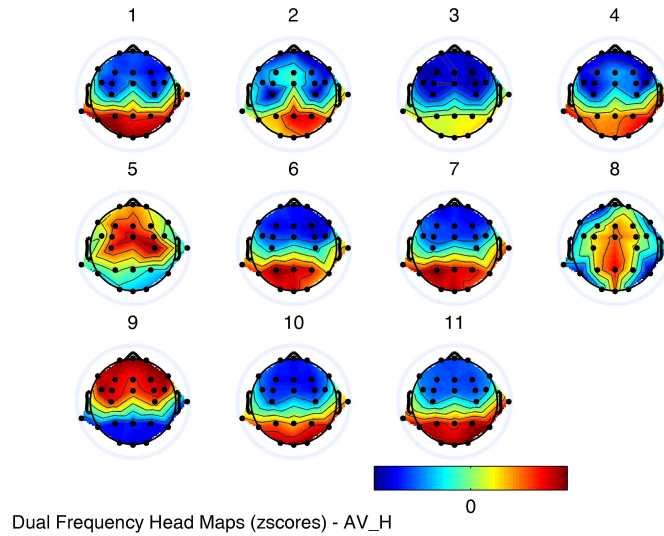


Abbildung 7.11: *Dual Frequency Head Maps* entstanden durch die räumliche Fusion der *z-scores* der Leistungen des α - und θ -Bandes aus Abb. 7.10 (a) und (b) (1: 0-back, 2: 2-back, 3: Sternberg, 4: ser. Sternberg, 5: Stroop, 6: Switch-GER, 7: Switch-NUM, 8: Switch-XXX, 9: AOSPAN, 10: Anfangs-Ruhephase, 11: End-Ruhephase).

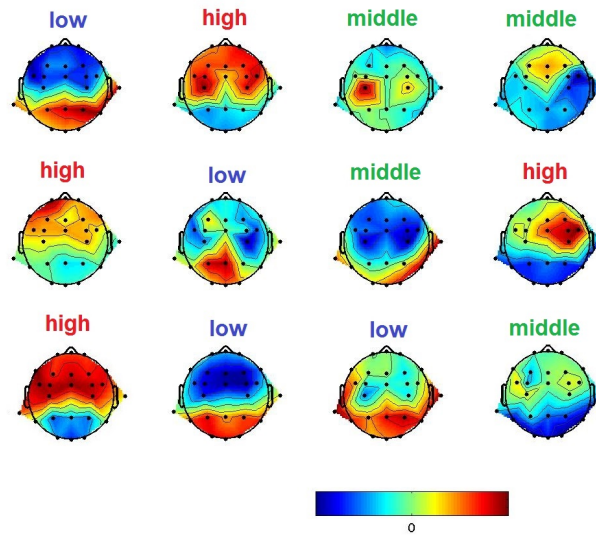


Abbildung 7.12: Beispiele ausgewählter *Dual Frequency Head Maps* aus der Trainingsphase mit entsprechendem Expertenlabel.

Ergebnisse

Nach der Klassifikation wurden auch bei der DFHM-Methode drei prozentuale Werte für den Anteil der Segmente im jeweiligen Bereich (LLS: *Low Load* Segmente, MLS: *Medium Load* Segmente, HLS: *High Load* Segmente) pro Aufgabe und Person berechnet. Eine statistische Auswertung ergab die in Tab. 7.12 und 7.13 zusammengestellten Signifikanzen.

Der alle 5 s entstehende Beanspruchungsindex ist in Abb. 7.13 exemplarisch dargestellt. Zum besseren Vergleich der DFHM-Methode mit dem LFM wurde der gleiche Proband wie in Abb. 7.9 für die Illustration ausgewählt. Auch die ausgewählten Aufgaben sind die gleichen, nämlich 0-back, Stroop und AOSPAN.

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—				***			**	***	*	***
2nb		—			*				***	**	***
stern			—		***		*		***	***	***
s.ste				—	***			**	***	*	***
str	***	*	***	***	—	***	***		***	***	***
ger					***	—		***	***		***
num			*		***		—	***	***		**
xxx	**			**		***	***	—	***	***	***
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—	***	***
anf	***	***	***	***	***			***	***	—	
end	***	***	***	***	***	***	***	***	***		—

Tabelle 7.12: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der LLS-Anteile aus der DFHM-Methode bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(5,57; 295,02) = 46,196$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

7.6 Ergebnisse und Diskussion

Beim Vergleich der Abbildungen 7.13 und 7.9 fällt auf, dass der Beanspruchungsindex aus der DFHM-Methode im Gegensatz zum LFM-Verfahren so gut wie keine abrupten Sprünge zwischen den Bereichen *high load* und *low load* aufweist.

Interessant ist auch die vergleichende Betrachtung beider Beanspruchungs-Indizes während der Ruhephasen (Abb. 7.14). Während der LFM-Index den Bereich *high load* sogar während der Ruhephase erreicht, schwankt der DFHM-Index lediglich zwischen den Bereichen *medium load* und *low load*. Generell scheint der auf Basis der DFHM-Methode berechnete Beanspruchungsindex stabiler und erwartungskonformer als der Beanspruchungsindex aus dem LFM.

Die berechneten Anteile der LLS und HLS, gemittelt über alle Probanden je Aufgabe, sind in Tabelle 7.14 zusammengefasst. Mit zunehmender Aufgabenschwierigkeit erhöht

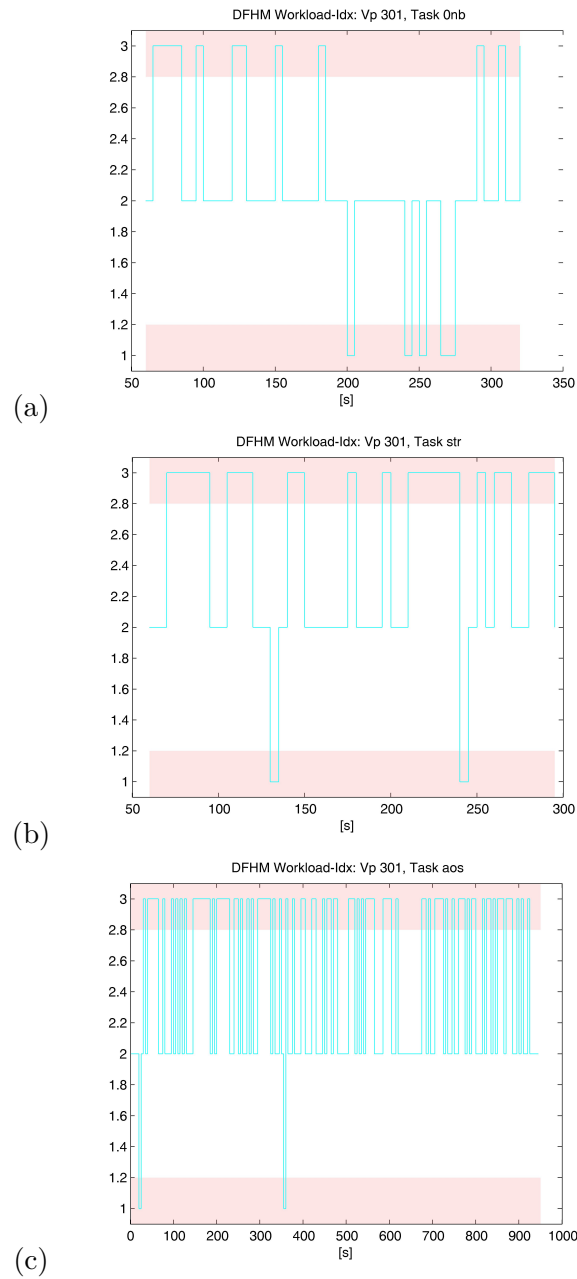


Abbildung 7.13: DFHM-Beanspruchungsindex (hellblau) für die Aufgaben 0-back (a), Stroop (b) und AOSPAN (c) für den gleichen Probanden wie bei dem LFM aus Abb. 7.9. Die Bereiche *low load* und *high load* sind rosa hinterlegt.

7 Quantifizierung psychischer Beanspruchung

	0nb	2nb	stern	s.ste	str	ger	num	xxx	aos	anf	end
0nb	—				**				***	*	**
2nb		—							***	**	***
stern			—		***			*	***		*
s.ste				—	***			*	***	*	**
str	**		***	***	—	**	***		***	***	***
ger					**	—		**	***	**	**
num					***		—	**	***		
xxx			*	*		**	**	—	***	***	***
aos	***	***	***	***	***	***	***	***	—	***	***
anf	*	**		*	***	**		***	***	—	
end	**	***	*	**	***	**		***	***		—

Tabelle 7.13: Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der HLS-Anteile aus der DFHM-Methode bei der Lösung der einzelnen Aufgaben (Greenhouse-Geisser: $F(5,43; 287,99) = 41,58$, $p < 0,001$; Post-hoc-Tests: ***: $p < 0,001$; **: $0,001 \leq p < 0,01$; *: $0,01 \leq p < 0,05$).

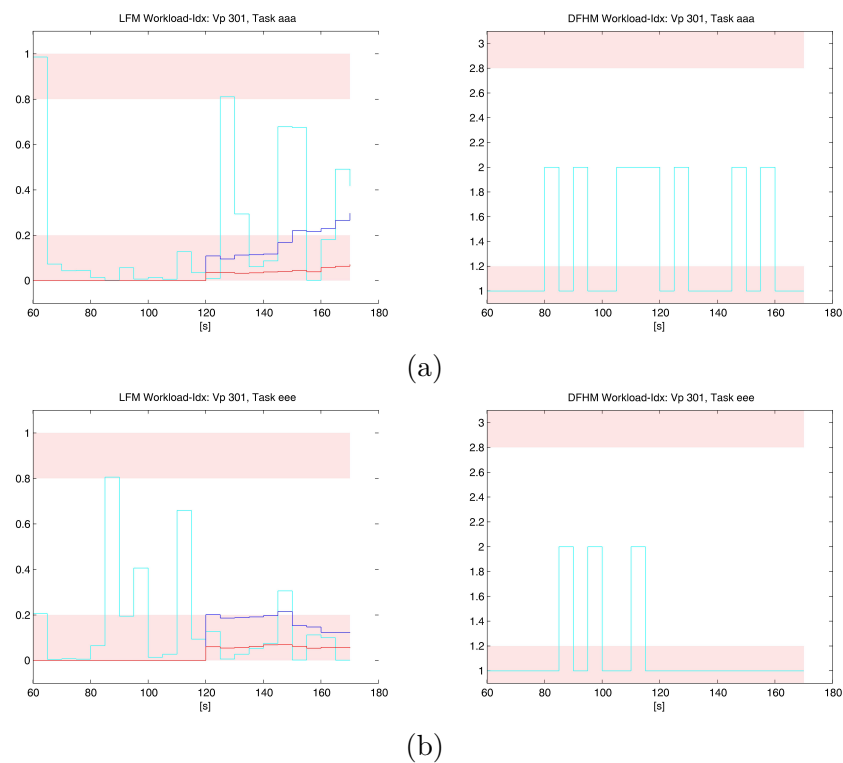


Abbildung 7.14: LFM- (linke Spalte, hellblau) und DFHM-Beanspruchungsindex (rechte Spalte, hellblau) für die Ruhephase am Anfang (a) und am Ende (b). Rosafarbene Bereiche: *low load* und *high load*; blau: gleitender Mittelwert über 1 min berechnet; rot: Bereichsglättung über 1 min.

sich der Anteil der HLS, während der Anteil an LLS abnimmt. Ein Vergleich mit den Werten aus dem LFM (Tab. 7.9) zeigt, dass mit dem LFM bei allen Aufgaben der HLS-Anteil etwas höher und der LLS-Anteil etwas niedriger ausfällt.

Die zahlenmäßigen Unterschiede zwischen den Aufgaben sind bei dem LFM geringer als bei der DFHM-Methode. Tabelle 7.15 enthält zum Vergleich die Anzahl der signifikanten Unterschiede für alle drei der hier verwendeten Verfahren. Die DFHM erreicht die höchste Anzahl an Signifikanzen.

Aufgabe	LLS [%]	HLS [%]
0-back	39,7	16,2
2-back	32,5	19,2
Sternberg	32,9	16
ser. Sternberg	38,6	15,5
Stroop	20,8	28,3
Switch-GER	41,5	16,5
Switch-NUM	43,8	15
Switch-XXX	25,2	25,1
AOSPAN	5,3	47,8
Anfangs-Ruhemessung	54,3	8,8
End-Ruhemessung	64,5	6,9

Tabelle 7.14: Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten prozentualen Anteile an LLS und HLS anhand der DFHM-Methode.

Methode	Signifikante Unterschiede HLS	Signifikante Unterschiede LLS	Signifikante Unterschiede θ -Band	Signifikante Unterschiede α -Band
Frequenzbandanalyse	–	–	31	21
LFM	18	24	–	–
DFHM	32	35	–	–

Tabelle 7.15: Anzahl signifikanter Unterschiede zwischen den Aufgaben für die hier angewandten Methoden.

Zur Untersuchung des Zusammenhangs der DFHM-Methode und des NASA-TLX wurde über alle Aufgaben und Probanden eine Kurvenanpassung mittels linearer Regression berechnet (Abb. 7.15). Der aus der Graphik erkennbare Zusammenhang erwies sich als signifikant (Pearson-Korrelation: 0,237 ($p < 0,001$); Spearman-Rho: 0,197 ($p < 0,001$)).

Ferner wurden für die Aufgaben 0-back, Sternberg und AOSPAN die Korrelationen zwischen dem über die Aufgabe gemittelten Beanspruchungsindex der DFHM-Methode und den Beanspruchungshöhen der einzelnen Dimensionen des NASA-TLX berechnet. Die exemplarische Auswahl der drei Aufgaben erfolgte aufgrund der systematischen Steigerung der Anforderungen an das Arbeitsgedächtnis (Tab. 4.1). Die Korrelationshöhe

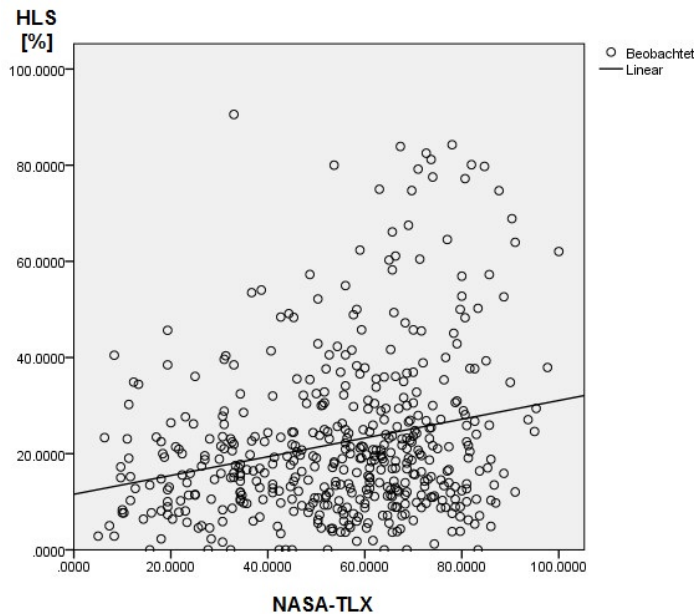


Abbildung 7.15: Lineare Regression zwischen dem NASA-TLX und dem Anteil der HLS aus der DFHM-Methode über alle Aufgaben und Probanden.

des Spearman-Rho-Koeffizienten zwischen dem DFHM-Index und den einzelnen NASA-TLX-Dimensionen ist in Abb. 7.16 dargestellt. Daraus geht hervor, dass der DFHM-Index am stärksten mit der subjektiven Bewertung der geistigen Beanspruchungsdimension korreliert und am schwächsten mit der subjektiven Bewertung der körperlichen Beanspruchungsdimension.

Die Genauigkeitsrate als Indikator der Probandenleistung bildete die abhängige Variable zur Untersuchung des Zusammenhangs von Leistung und Beanspruchung. Für die Beanspruchung wurde einmal der NASA-TLX als unabhängige Variable genommen (Abb. 7.17 rechts) und einmal der anhand der DFHM-Methode ermittelte Anteil an HLS (Abb. 7.17 links).

Die bivariate Korrelationsanalyse zeigte einen signifikant negativen Zusammenhang von Leistung und Beanspruchung, sowohl zwischen der subjektiv erfassten Beanspruchung und der Leistung (Pearson-Korrelation: $-0,470$ ($p < 0,001$); Spearman-Rho: $-0,623$ ($p < 0,001$)), als auch zwischen der anhand des EEGs erfassten Beanspruchung und der Leistung (Pearson-Korrelation: $-0,439$ ($p < 0,001$); Spearman-Rho: $-0,283$ ($p < 0,001$)).

Abschließend wurden bivariate Korrelationen zwischen der subjektiv erfassten Beanspruchung, der anhand der DFHM erfassten Beanspruchung und der Leistung jeweils zum systolischen Blutdruck und der Herzrate berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 7.16 zusammengefasst.

Die Herzrate korreliert mit keinem weiteren Parameter, d. h. die kardiovaskulären Parameter trennen nicht sehr differenziert zwischen den Aufgaben (Abb. 7.5). Es wird hauptsächlich zwischen einfachen und schweren Aufgaben getrennt, wobei die Herzrate

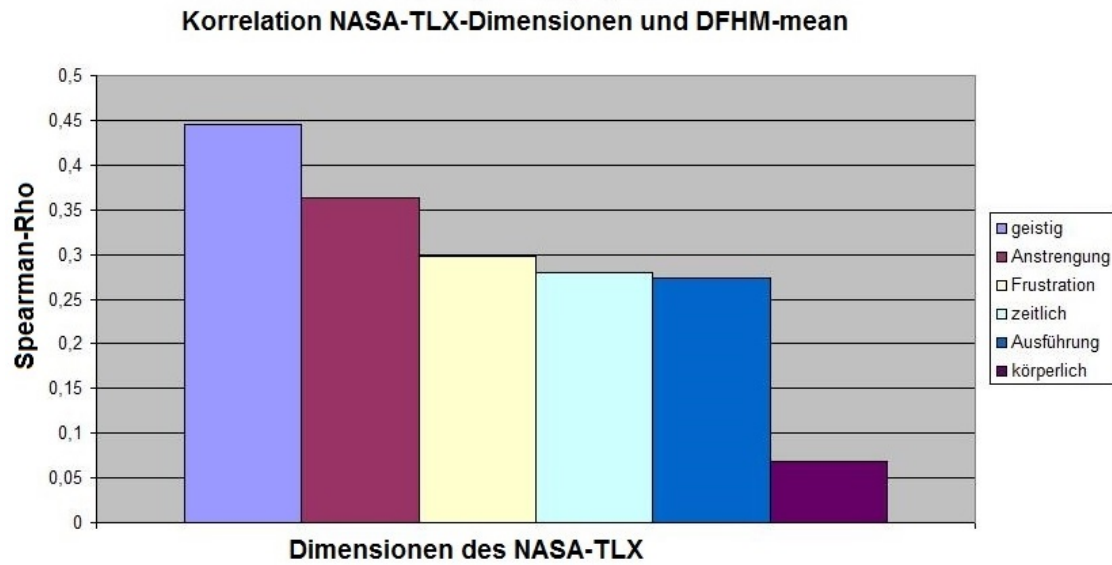


Abbildung 7.16: Korrelationshöhe des Spearman-Rho-Koeffizienten zwischen den einzelnen Dimensionen des NASA-TLX und dem arithmetischen Mittel des DFHM-Indizes für die Aufgaben 0-back, Sternberg und AOSPAN über alle Probanden.

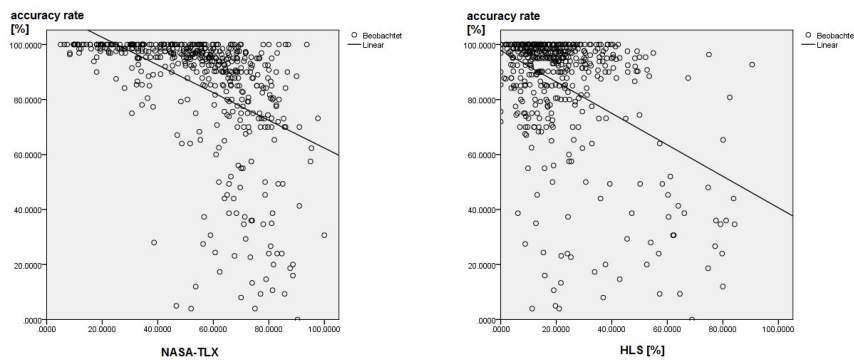


Abbildung 7.17: Lineare Regression zwischen dem NASA-TLX und der Genauigkeitsrate (links) sowie zwischen dem Anteil der HLS aus der DFHM-Methode und der Genauigkeitsrate (rechts) für alle Aufgaben und Probanden.

	Herzrate	systolischer Blutdruck
NASA-TLX		
Pearson-Korrelation	0,057 (p = 0,211)	0,137 (p < 0,01)
Spearman-Korrelation	0,041 (p = 0,366)	0,110 (p < 0,1)
HLS (DFHM)		
Pearson-Korrelation	0,063 (p = 0,167)	0,192 (p < 0,001)
Spearman-Korrelation	0,034 (p = 0,457)	0,156 (p = 0,001)
Leistung		
Pearson-Korrelation	0,001 (p = 0,981)	-0,132 (p < 0,01)
Spearman-Korrelation	-0,053 (p = 0,249)	-0,121 (p < 0,01)
Herzrate		
Pearson-Korrelation	1	0,072 (p = 0,119)
Spearman-Korrelation		0,053 (p = 0,247)
sys. Blutdruck		
Pearson-Korrelation	0,072 (p = 0,119)	1
Spearman-Korrelation	0,053 (p = 0,247)	

Tabelle 7.16: Bivariate Korrelationen zwischen den kardiovaskulären Parametern Herzrate und systolischer Blutdruck und der subjektiv erfassten Beanspruchung, der anhand der DFHM erfassten Beanspruchung und der Leistung.

schlechter abschneidet als der Blutdruck. Wie bereits im Abschnitt 3.3.2 erwähnt, sollen kardiovaskuläre Parameter emotionalen Stress widerspiegeln [NN03] bzw. nicht sehr sensitiv gegenüber der psychischen Beanspruchung sein [WRC85], [HRB⁺04].

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Ergebnisse der Beanspruchungsdiagnostik anhand der DFHM signifikant mit den Leistungsdaten, mit der subjektiven Beanspruchung und mit dem Blutdruck (Tab. 7.17) korrelieren. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass die DFHM-Methode eine große Trennschärfe hat. Diese Verbesserung der Trennung zwischen den Aufgaben wird nicht nur durch die Kombination der beiden Bänder erzielt, sondern auch durch die Benutzung aller Elektroden und damit der Fusion der unterschiedlichen Bänderleistungen der Areale. Die DFHM sind außer-

	systolischer Blutdruck	NASA-TLX	Leistung
DFHM (HLS)			
Pearson-Korrelation	0,192 (p < 0,001)	0,237 (p < 0,001)	-0,439 (p < 0,001)
Spearman-Korrelation	0,156 (p = 0,001)	0,197 (p < 0,001)	-0,283 (p < 0,001)

Tabelle 7.17: Bivariate Korrelationen zwischen der Beanspruchungsdiagnostik mittels DFHM-Methode und den kardiovaskulären Parametern, der subjektiv erfassten Beanspruchung und der Leistung.

dem durch die Anwendung der *z-scores* auf jeden Probanden individuell abgestimmt, basieren jedoch nicht auf der subjektiven Bewertung der einzelnen Probanden, sondern auf Expertenwissen.

Aufgrund dieser Befunde wird für das neue System zur Indexierung psychischer Beanspruchung die DFHM-Methode verwendet.

8 Neues System zur Indexierung psychischer Beanspruchung

Als Beitrag zur objektiven Beanspruchungsermittlung bei kognitiv-mental en Arbeitsanforderungen wird in diesem Kapitel das implementierte System zur Indexierung der psychischen Beanspruchung vorgestellt. Es wird sowohl auf das Prinzip des neuen Systems (Abschnitt 8.1) eingegangen wie auch auf die damit erzielten Ergebnisse (Abschnitt 8.2), die im Abschnitt 8.3 abschließend diskutiert werden.

8.1 Prinzip

Die in den Kapiteln 2 bis 7 beschriebenen Untersuchungen und die daraus gewonnenen Erkenntnisse bildeten die Grundlage für den Entwurf und die Implementierung eines neuen Systems für die Quantifizierung und Bewertung der psychischen Beanspruchung.

Abbildung 8.1 zeigt das Gesamtsystem mit seinen wesentlichen Komponenten. Eingangsgrößen des Systems sind die EEGs der Probanden, deren Beanspruchung ermittelt werden soll, Ausgangsgröße ist die Zuordnung der Beanspruchung in die Klassen *low load*, *medium load* und *high load* im Intervall von 5 s.

Elementarer Bestandteil des Systems ist die Aufgabenbatterie. Die Auswahl der Aufgaben musste so erfolgen, dass deren Bearbeitung den Anforderungen der modernen Arbeitswelt mit ihren verschiedenen Belastungsniveaus entspricht. Bei allen hier eingesetzten Aufgaben handelt es sich zwar um etablierte Verfahren, die aber unter dem Gesichtspunkt der differenzierten Anforderungen an die exekutiven Funktionen zusammengestellt wurden (vgl. Abschnitt 4.1). Durch umfangreiche Tests und zugehörige Auswertungen konnte die Eignung der Aufgabenbatterie nachgewiesen werden.

Das EEG als mittelbares Signal der menschlichen Informationsverarbeitung stellt für die vorliegende Aufgabenstellung das zentrale Biosignal dar und wird während der Bearbeitung der Aufgaben von den Probanden abgeleitet. Es weist wichtige Vorteile gegenüber anderen Biosignalen auf, wie z. B. die Zugehörigkeit zum Zentralnervensystem, die Erfassung zeitlicher Veränderungen im Millisekundenbereich und folglich eine hohe Sensitivität. Eine fundierte, wissenschaftliche Basis ist durch die zahlreichen medizinischen, neuro- und psychophysiologischen Untersuchungen der letzten Jahrzehnte gegeben, welche eine gute Korrelation zwischen Veränderungen im EEG und der psychischen Beanspruchung nachweisen.

Im neuen System ist eine 25-kanalige Ableitung des EEGs vorgesehen. Zur Gewährleistung eines selbstständig ablaufenden Experiments wird das im Kapitel 6 vorgestellte Verfahren zur automatisierten Artefaktbereinigung eingesetzt.

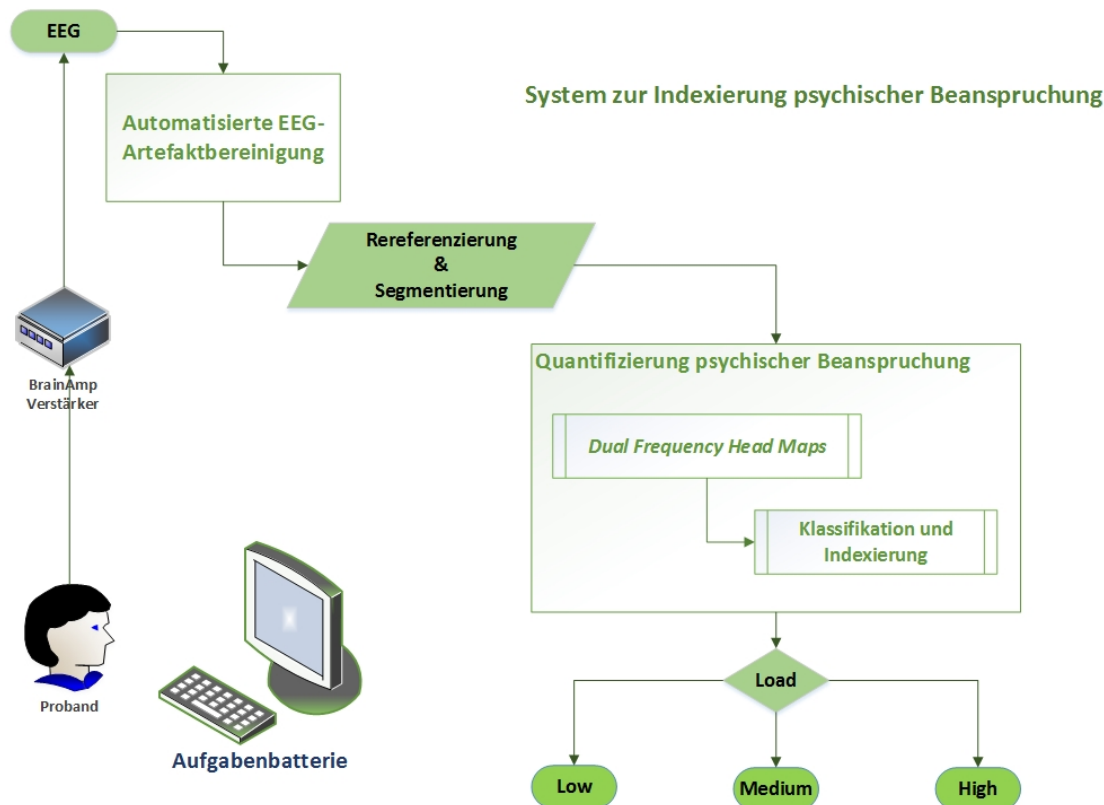


Abbildung 8.1: System zur Indexierung psychischer Beanspruchung.

Das folgende Modul für die Rereferenzierung und Segmentierung setzt die im Rahmen dieser Arbeit gewonnene Erkenntnis um, dass die EEG-Analyse bei Referenzierung auf die Durchschnittsreferenz bessere Ergebnisse liefert als mit der Cz-Referenz. Im neuen System wird deshalb eine Rereferenzierung durchgeführt, zumal sie mit wenig Zeitaufwand abläuft. Außerdem wird in diesem Modul die Segmentierung der Zeitfunktion in Epochen von 10 s (mit einer Überlappung 50 %) und die Multiplikation mit der Fensterfunktion nach von Hann realisiert.

Die bis zu diesem Zeitpunkt durchgeführten Signalverarbeitungsschritte sind die notwendigen Vorverarbeitungen für das EEG. Den wichtigsten Verarbeitungsschritt, die Quantifizierung der psychischen Beanspruchung, übernimmt das dann folgende Modul. Kernstück ist die neu entwickelte Methode zur Erzeugung der *Dual Frequency Head Maps* (DFHM). Diese *head maps*, ausführlich beschrieben im Kapitel 7, entstehen als Fusion der Leistung des θ -Bandes aus den frontalen Elektroden mit der Leistung des α -Bandes aus den parietalen Elektroden in einer Kopfabbildung.

Die Ergebnisse dieser Arbeit haben gezeigt, dass mit diesen ortsabhängig fusionierten Bänderleistungen die differenziertesten Aussagen zur Beanspruchungssituation gewonnen werden können.

Die DFHM bilden die Eingangssignale für den mit einer *Support Vector Machine*

realisierten Klassifikator, dem letzten Modul des Indexierungssystems. Das Training des Klassifikators ist im Abschnitt 6.5 beschrieben.

Für die Indexierung sind die drei Klassen *low*, *medium* und *high load* vorgesehen, die nach den Erkenntnissen dieser Arbeit eine praktikable Bewertung für den Grad der psychischen Beanspruchung darstellen.

8.2 Ergebnisse

Die einzelnen Komponenten des neuen Systems sind in umfangreichen Tests geprüft worden, die zusammen mit den erzielten Ergebnissen in den vorhergehenden Kapiteln beschrieben sind. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse geben allerdings nur Auskunft über die Leistungsfähigkeit der jeweiligen Komponente.

Um nun die Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems einschätzen zu können, sind zwei weitere Tests durchgeführt worden, die nun sowohl die automatisierte Artefaktbereinigung als auch die DFHM als Basis für die Klassifikation einbezogen. Darüber hinaus wurde das System bzgl. seiner Echtzeitfähigkeit überprüft.

Das Datenset beim ersten Systemtest bestand aus 20 Probanden und den bereits bekannten neun Aufgaben sowie zwei Ruhemessungen. Zu Vergleichszwecken ist zusätzlich eine manuelle Artefaktbereinigung durchgeführt worden. Das Prozedere zur Erzeugung der DFHM entsprach dem im Kapitel 7.5.3 beschriebenen Verfahren. Die DFHM wurden generiert und einem der drei Beanspruchungsklassen zugeordnet. Der SVM-Klassifikator wurde für die maschinell bereinigten Signale nicht neu trainiert.

Die über alle 20 Probanden des Datensets je Aufgabe gemittelten LLS- und HLS-Anteile für die manuell und maschinell artefaktbereinigten Signale sind in Abb. 8.2 gegenübergestellt. Für die LLS-Anteile der Aufgaben bewegen sich die Unterschiede zwischen manuell und maschinell artefaktbereinigten Signalen im Bereich zwischen 0,5 % und 2,7 %. Für die HLS-Anteile sind die Unterschiede zwischen beiden Artefaktbereinigungsverfahren im Bereich von 0,02 % und 2,9 % je Aufgabe.

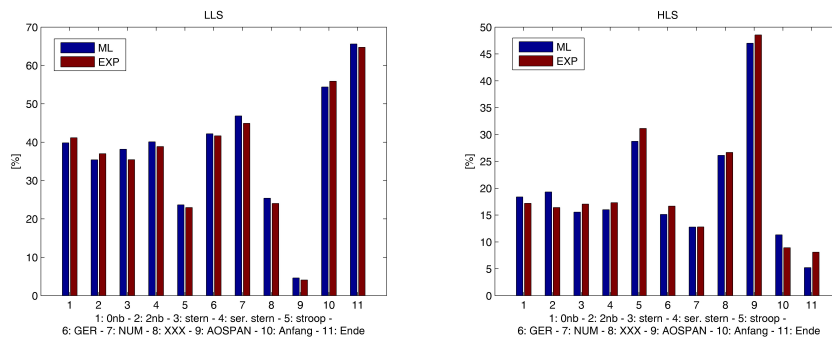


Abbildung 8.2: Gegenüberstellung der über die 20 Probanden je Aufgabe gemittelten LLS- (links) und HLS-Anteile (rechts) für die manuell (rot) und maschinell (blau) artefaktbereinigten Signale.

Schließlich wurde das Gesamtsystem einem zweiten Systemtest unterzogen. Die Stichprobe bestand aus acht Probanden (Tab. 8.1). Die eingesetzte Aufgabenbatterie beinhaltete eine Aufgabe mehr als die im Kapitel 4 beschriebene, nämlich die Stopp-Signal-Aufgabe [Log94], [Dim05]. Sie zeichnet sich dadurch aus, dass eine gegenwärtig laufende Reaktion unterdrückt werden soll.

Altersklasse	Anzahl Männer	Anzahl Frauen	Gesamt
29-32	2	3	5
53-60	1	2	3
Gesamt	3	5	8

Tabelle 8.1: Altersangaben der untersuchten Stichprobe der Versuchsreihe.

In der Stopp-Signal-Aufgabe wurden dem Probanden horizontale Pfeile präsentiert. Seine Aufgabe war es, so schnell wie möglich die Taste in Pfeilrichtung zu drücken. Sollte unmittelbar nach dem horizontalen Pfeil ein vertikaler Pfeil erscheinen, durfte kein Tastendruck erfolgen (Abb. 8.3). Ein grüner Rahmen um die Pfeile signalisierte, dass der Proband schnell genug auf die horizontale Pfeile reagierte. Wurde der Rahmen rot, war er zu langsam und musste seine Reaktion beschleunigen. Hauptziel war folglich den Rahmen grün zu halten und gleichzeitig auf die vertikalen Pfeile zu achten. Der Zeitabstand der Präsentation des horizontalen zum vertikalen Pfeil wurde individuell und adaptiv implementiert. Bei der Stopp-Signal-Aufgabe handelt es sich um eine anspruchsvolle Inhibitionsaufgabe.

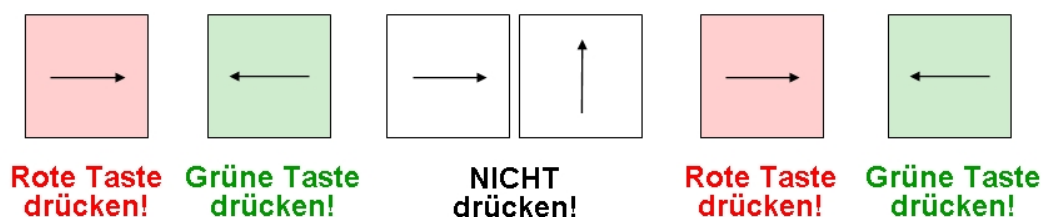


Abbildung 8.3: Die Stopp-Signal-Aufgabe.

Zu Vergleichszwecken wurde auch hier mit zwei Datensets gearbeitet: die durch einen dritten Experten manuell artefaktbereinigten Signale und die maschinell artefaktbereinigten Signale des neuen Systems. Der SVM-Klassifikator wurde weder für die maschinell bereinigten Signalen noch für die neuen Probanden oder die neue Aufgabe neu trainiert.

Die über alle acht Probanden je Aufgabe gemittelten LLS- und HLS-Anteile für die manuell und maschinell artefaktbereinigte Signale sind in Abb. 8.4 gegenübergestellt. Auch hier fallen die Unterschiede zwischen den beiden Datensets äußerst gering aus (LLS: 0,27 % und 3,67 %, HLS: 0,02 % und 3,41 %).

Die Stopp-Signal-Aufgabe (in Abb. 8.4 an letzter Stelle) ordnet sich gut zwischen der schwersten Aufgabe AOSPAN und der Inhibitionsaufgabe Stroop ein. Auffällig ist der

äußerst geringe LLS-Anteil. Die mittels DFHM-Methode indexierte psychische Beanspruchung bei der Stopp-Signal-Aufgabe stimmt außerdem sehr gut mit den mündlichen Aussagen der Probanden bzgl. ihrer Kompliziertheit überein.

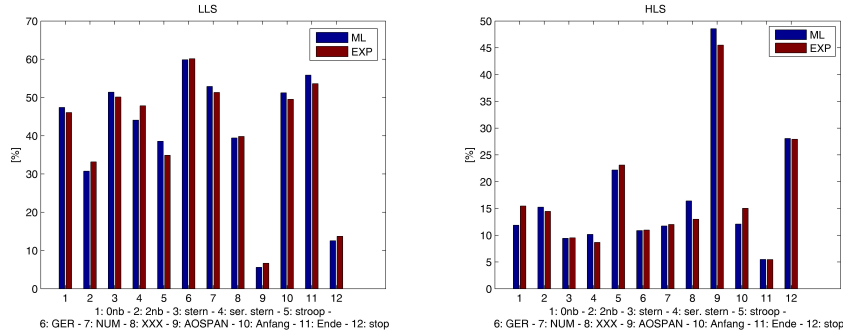


Abbildung 8.4: Je Aufgabe gemittelte LLS- (links) und HLS-Anteile (rechts) über acht Probanden; rot: manuell artefaktbereinigte Signale und blau: maschinell artefaktbereinigte Signale.

Die bereits bei der Entwicklung der Methode (Kapitel 5 und 7) beobachteten Unterschiede zwischen den Aufgaben der Aufgabenbatterie konnten auch bei den Versuchsreihen zur Systemtestung nachgewiesen werden. Aufgrund der kleinen Stichprobe wurde auf eine explorative Statistik verzichtet.

Die Testung des Systems bzgl. seiner Echtzeitfähigkeit fand auf einem Intel Core i5-3320M Prozessor (2,6 GHz) mit 8 GB DDR3-SDRAM (2×4 GB) statt. Das Eingangssignal war das 25-kanalige EEG (Abtastrate 500 Hz). Die Segmentierung der 25 artefaktbereinigten Signale (vgl. Rechenzeiten für die automatisierte Artefaktbereinigung in Tab. 6.10) in Abschnitte von je 10 s benötigte insgesamt ca. $9 \mu\text{s}$ und ihre Rereferenzierung je Segment ca. $11 \mu\text{s}$. Je Kanal und Segment nahmen die Berechnung der FFT, der relativen Leistungen aller Frequenzbänder und der z -scores ca. $7 \mu\text{s}$ in Anspruch. Ihre anschließende Fusion zu einer DFHM über alle Kanäle je Segment erfordert ca. $2 \mu\text{s}$, die Klassifikation dieser ca. $15 \mu\text{s}$. Tabelle 8.2 enthält die Rechenzeiten der einzelnen Module und demonstriert die Echtzeitfähigkeit des Systems. Prozesse wie die Ermittlung der individuellen Statistiken der Probanden zur Personalisierung des Systems oder das Training des Klassifikators müssen zuvor separat erfolgen und brauchen somit in der Rechenzeitbetrachtung nicht berücksichtigt zu werden.

8.3 Diskussion

Eine globale Einschätzung der Ergebnisse des Systemtests mit zwei weiteren Datensets lässt den Schluss zu, dass das System prinzipiell geeignet ist, die psychische Beanspruchung am Arbeitsplatz quantitativ zu bewerten. Diese Einschätzung beruht zum einen auf den Ergebnissen der automatischen Artefakteliminierung und zum anderen auf der Leistungsfähigkeit der Klassifikation auf Basis der *Dual Frequency Head Maps*.

Vorverarbeitung (25 Kanäle)	Artefaktbereinigung	5,03 s
	Segmentierung	9 μ s
	Rereferenzierung (je Segment)	11 μ s
Merkmalsgewinnung (je Kanal und Segment)	FFT und Bandleistungen	4 μ s
	relative Bandleistungen	2 μ s
	z-scores	1 μ s
	DFHM (je Segment)	2 μ s
Klassifikation (Onlinetest)	SVM (je DFHM)	15 μ s

Tabelle 8.2: Rechenzeiten einzelner Module des neuen Systems.

Die automatisch arbeitende Eliminierung der im EEG enthaltenen Artefakte arbeitet zuverlässig. Die in den Abbildungen 8.2 und 8.4 gezeigten Ergebnissen weisen nur minimale Abweichungen (kleiner 4 %) zwischen maschinell und manuell bereinigten Signalen auf. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass alle Artefaktarten erkannt werden, also keinerlei Einschränkungen durch Lidschlag, Muskelartefakte usw. mit der Erkennung verbunden sind, ist dieses Ergebnis sehr zufriedenstellend. Wie schon in der Abb. 6.2 dargestellt, gibt es auch keine Beschränkung bzgl. der Anzahl der EEG-Kanäle, was als weiterer Vorteil zu werten ist. Gleiches gilt für die Elektrodenkonfiguration.

Die Testung des neuen Indexierungssystem in Bezug auf die benötigte Rechenzeit wies das System als echtzeitfähig aus. Es braucht insgesamt ca. 5,04 s zum Verarbeiten eines Segmentes (Tab. 8.2). Die Artefaktbereinigung, insbesondere die ICA und die dafür benötigte Länge des Signals, stellt dabei den zeitlichen Flaschenhals des Systems dar und beinhaltet noch Optimierungspotential (Tab. 6.10). Vorstellbar wäre z. B. eine hardwarenahe Implementierung der ICA, die bei Parallelisierung einzelner Schritte und echtzeitfähiger Programmierung an Zeit gewinnt. Ferner müsste überprüft werden, wie weit man die Signallänge verringern kann, ohne dass die Qualität der Ergebnisse darunter leidet. Die nachfolgenden Module des Gesamtsystems könnten zwar auch noch durch eine echtzeitfähige Programmierung optimiert werden, sie sind jedoch jetzt schon mit der insgesamt ca. 44 μ s benötigten Rechenzeit ausgesprochen effizient.

Für die Klassifikation auf Basis der DFHMs wurde der bereits trainierte SVM-Klassifikator eingesetzt. Das Training braucht nicht wiederholt zu werden, was ebenfalls als sehr vorteilhaft für den Einsatz des neuen Systems zu werten ist. Es gibt weder eine Abhängigkeit von der Aufgabenbatterie, noch vom Verfahren der Artefakteliminierung, den Probanden oder anderen Änderungen im Versuchsdesign. Die Ergebnisse der Systemtestung zeigten auch, dass eine Unterscheidung des Schwierigkeitsgrades bzw. der unterschiedlichen Anforderungen der Aufgaben in der Aufgabenbatterie möglich war. Die neu hinzugefügte Stopp-Signal-Aufgabe ordnete sich – wie vermutet – zwischen der schwersten Aufgabe AOSPAN und der Inhibitionsaufgabe Stroop ein.

Zur Einschätzung der Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems gehört auch eine Aussage zur Praktikabilität. Werden die in Abbildung 8.1 dargestellten Teilsysteme unter diesem Aspekt betrachtet, ist der größte Aufwand für die Vorbereitung der Proban-

den auf die Untersuchung erforderlich. Gemeint ist damit vor allem die zeitaufwändige Elektrodenapplikation durch einen Versuchsleiter zu Beginn des Experiments und die Nachbereitung (z. B. Haare waschen) am Ende. Diese Hürden könnten jedoch in naher Zukunft durch die Anwendung gelfreier EEG-Elektroden umgangen werden. Diese ganz neue Technologieentwicklung auf dem Gebiet der EEG-Messtechnik erlaubt eine einfache und schnelle Applikation, welche auch vom Probanden selber vorgenommen werden kann.

Eine weitere Eigenschaft des hier vorgestellten Systems ist, dass – im Gegensatz zu den aus der Literatur bekannten Systemen – weder in die Verfahrensentwicklung noch in das Verfahren selbst subjektive Bewertungen einbezogen worden sind. Dennoch zeigen die im Abschnitt 7.6 vorgestellten Ergebnisse zu den Korrelationen zwischen ausgewählten subjektiven (Fragebogen NASA-TLX) und objektiven Kenngrößen signifikante Zusammenhänge (vgl. Abb. 7.15, 7.16). Das ist insbesondere dann der Fall, wenn bei Aufgaben mit systematischer Variation der Anforderungen innerhalb einer kognitiven Domäne die einzelnen Dimensionen des NASA-TLX betrachtet werden.

Darüber hinaus ist das System durch die Anwendung der *z-scores* aus der Trainingsphase auf jeden Probanden individuell abgestimmt.

Die Vorarbeiten für die Entwicklung des Systems wurden bereits in eigenen Veröffentlichungen der *scientific community* vorgestellt [RF13], [RFB⁺14], [Rad14], [RSHM15a], [RF15b], [RF15a], [RF15c], [Rad15]. Weitere Veröffentlichungen zu der DFHM-Methode, als wesentlichem Bestandteil des Systems, sind in Vorbereitung.

9 Zusammenfassung

Seit den 80er Jahren nimmt die Informatisierung der Arbeitswelt ständig zu. Wir beobachten eine Verschiebung der Anforderungen an den Arbeitnehmer von den physischen zu den kognitiven Fähigkeiten hin. Die moderne Arbeitswelt stellt folglich zunehmend höhere Anforderungen an die kognitiven Fähigkeiten. Der heutige Arbeitsplatz erfordert in der Regel große Daueraufmerksamkeit und Konzentration, die Fähigkeit zum Multitasking, den Umgang mit häufigen Aufgabenwechseln, und ist außerdem gekennzeichnet durch Arbeitsunterbrechungen und Störungen. Dennoch wird erwartet, dass die anstehenden Aufgaben einerseits mit bestmöglicher Effizienz und fehlerfrei gelöst werden und andererseits die Bedingungen am Arbeitsplatz keine Risiken für die Gesundheit der Menschen darstellen. So ist die Einrichtung von Arbeitsplätzen unter dem Gesichtspunkt maximaler Effizienz und Qualität bei der Aufgabenlösung bei gleichzeitigem Erhalt der Gesundheit ein wichtiges Thema beim Arbeitsschutz. Um dieses Problem zu lösen, müssen noch viele Fragestellungen untersucht werden, die Gegenstand intensiver Forschung sind. Eins dieser Probleme ist die Ermittlung der psychischen Beanspruchung des Menschen an Arbeitsplätzen mit hohen kognitiven Anforderungen. Erst wenn es möglich ist, diese Beanspruchung zu quantifizieren, kann nach Wegen gesucht werden, sowohl eine Über- als auch Unterbeanspruchung zu vermeiden und dem o.g. Ziel der Gestaltung eines für Arbeitnehmer und Arbeitgeber optimalen Arbeitsplatzes näher zu kommen.

Die Dissertation setzt hier an. Ihr Schwerpunkt ist die Entwicklung, Implementierung und der Test eines neuen Systems zur Quantifizierung der psychischen Beanspruchung bei informationsintensiven Tätigkeiten. Die Bearbeitung des Themas erfolgt in einem theoretischen Teil mit einer ausführlichen Darstellung des Standes der Forschung und einem experimentellen Teil.

Im theoretischen Teil der Arbeit werden die Grundlagen zusammengestellt, die zur Bearbeitung der Thematik der Dissertation erforderlich sind. Dazu gehören Konzepte zur Definition der psychischen Beanspruchung und der Forschungsstand zu ihrer Messung und Bewertung. Das Konstrukt der psychischen Beanspruchung umfasst verschiedene Modelle zur Beschreibung der menschlichen Informationsverarbeitung und die Auseinandersetzung mit den Begriffen Belastung, Beanspruchung und Leistung aus der Arbeitspsychologie. Durch die vergleichende Darstellung und Diskussion der Konzepte wird eine für die Zielstellung der Dissertation fundierte theoretische Basis geliefert. Diese beschreibt die psychische Beanspruchung bei informationsintensiven Tätigkeiten vor einem einheitlichen theoretischen Hintergrund und resultiert in der zentralen Fragestellung nach ihrer Messbarkeit und Quantifizierung.

Es werden die zur Beanspruchungsbestimmung existierenden Bewertungsverfahren nach der üblichen Einteilung in subjektive und objektive Verfahren vorgestellt. Die subjektiven Verfahren umfassen die Erhebung verschiedener Kenngrößen über standardi-

sierte Fragebögen, auf deren Inhalt und Charakteristika vergleichend eingegangen wird.

Da der direkte Zusammenhang des Aktivierungspotenzials des Organismus und der psychischen Beanspruchung am besten über die Auswertung physiologischer Kenngrößen erfasst werden kann und die menschliche Informationsverarbeitung sich im Gehirn vollzieht, werden die Erfassung und Analyse des Elektroenzephalogramms ausführlich dargestellt.

Der theoretische Teil schließt mit einem Vergleich der Leistungsfähigkeit derzeit eingesetzter Verfahren zur Bewertung der psychischen Beanspruchung. Er lässt sich mit der Aussage zusammenfassen, dass bisher nur Bewertungen für spezielle Anwendungen untersucht wurden und noch kein System existiert, das eine psychische Beanspruchung an einem informationsintensiven Arbeitsplatz quantitativ erfassen kann.

Im empirischen Teil der Arbeit werden zuerst die Experimente beschrieben, deren Auswertung Basis für die Konzipierung des neuen Systems zur Ermittlung der psychischen Beanspruchung ist. Für die Experimente wurde eine Aufgabenbatterie zusammengestellt und implementiert, die insbesondere geeignet ist, die Dimension der kognitiven Anforderungen der modernen Arbeitswelt an die exekutive Kontrolle zu erfassen. Die ausgewählten Aufgaben, N-back, Sternberg, Stroop, Switch und AOSPAN, werden in ihrem Ablauf und hinsichtlich ihrer Belastungshöhebedingungen beschrieben. Auch die Stichprobenbeschreibung, der Versuchsaufbau und -ablauf sind Bestandteil dieses experimentellen Teils.

Da das im Rahmen dieser Arbeit entstandene neue System zur Beanspruchungsermittlung automatisch und in Echtzeit arbeiten soll, musste das Problem der Eliminierung von Artefakten im Elektroenzephalogramm so gelöst werden, dass diese beiden Forderungen erfüllbar sind. In Auswertung zahlreicher Untersuchungen zur Artefaktbeseitigung ist ein neues Verfahren entwickelt worden. Es basiert auf der Zerlegung des mehrkanaligen EEGs in seine linear unabhängigen Komponenten und umfasst drei Verarbeitungsstufen: die Vorverarbeitung, die Merkmalsgewinnung und die Klassifikation. Die damit erzielten Ergebnisse zeigen, dass das Verfahren vorteilhaft in dem neuen System einsetzbar ist.

Die Forschung zu den Möglichkeiten der Quantifizierung der psychischen Beanspruchung stellen den eigentlichen Schwerpunkt der Arbeit dar. Erst auf Basis ihrer Ergebnisse sind der Entwurf, die Implementierung und der Test des neuen Systems auch umsetzbar.

Die Untersuchungen beziehen sich auf die beiden schon im theoretischen Teil beschriebenen Gruppen von Kenngrößen, nämlich die subjektiven auf Basis von Fragebogenerhebung und die objektiven. Im Rahmen dieser Arbeit wird auf die aus der EEG-Analyse gewonnenen Kenngrößen fokussiert. Traditionell werden die Frequenzbänder untersucht. Die hierfür angewandten Verfahren und die daraus zu gewinnenden Informationen über die psychische Beanspruchung werden ausführlich beschrieben. Frequenzbandanalysen unter Einbeziehung subjektiver Kenngrößen bilden die Basis eines von Lei im Jahre 2011 entwickelten Verfahrens, das zu Vergleichszwecken ebenfalls – in modifizierter Form – implementiert worden ist. Da alle diese Verfahren nicht genügend sensitiv sind, um eine Bewertung der psychischen Beanspruchung eines informationsintensiven Arbeitsplatzes vorzunehmen, ist eine neue Methode entwickelt worden, die unter dem Namen *Dual Frequency Head Maps* in der Arbeit ausführlich beschrieben und diskutiert wird. Aus-

gangspunkt sind die aus der Literatur allgemein bekannte Tendenzen, dass mit einer zunehmenden Aufgabenschwierigkeit eine Erhöhung der Leistung des frontalen θ -Bandes und eine Abnahme der Leistung des parietalen α -Bandes einhergehen. Die ortsabhängige Fusion beider Bänderleistungen weist charakteristische Muster auf, die sich gut und automatisiert klassifizieren lassen und die neue Methode konstituieren.

Das neue System zur Indexierung der psychischen Beanspruchung entsteht unter Zusammenfassung aller vorher beschriebenen Erkenntnisse bzw. der darauf aufbauenden Implementierungen der neuen Methoden. Von dem Aufgaben lösenden Probanden wird das Elektroenzephalogramm mit 25 Kanälen abgeleitet. Es folgt die automatisch und in Echtzeit arbeitende Artefakteliminierung und die Berechnung der *Dual Frequency Head Maps* als Basis für die Klassifikation und damit für die Indexierung der EEG-Segmente in die Klassen niedriger, mittlerer oder hoher Beanspruchung.

Damit ist ein vollständiges System entstanden, das die einzelnen Verfahrensschritte integriert und die Aufgabenstellung der Arbeit erfüllt: Es kann an informationsintensiven Arbeitsplätzen eingesetzt werden, um kontinuierlich die Bewertung der psychischen Beanspruchung auf Basis des Elektroenzephalogramms vorzunehmen.

10 Ausblick

Bevor das neu entwickelte System in der Praxis eingesetzt werden kann, sind noch weitere Forschungs- und Entwicklungsarbeiten erforderlich. Diese betreffen vor allem die bekannten Probleme der aufwändigen Applikation von Gel-Elektroden sowie der Verkabelung der Probanden, welche die Akzeptanz der Elektroenzephalographie vermindern und ihren Einsatz in der Praxis erschweren. Der Tragekomfort, die Handlichkeit und das Design des Registrierungssystems müssen nutzerfreundlich gestaltet werden. Besondere Aufmerksamkeit sollte dabei auf den Entwicklungsstand von Trockenelektroden für die EEG-Registrierung gerichtet werden, die bereits als Prototypen existieren. Bei ihrer Verwendung ist jedoch mit erheblichen Beeinträchtigungen bzgl. der Signalqualität zu rechnen. Ob ihnen durch die Entwicklung neuer Methoden zur Artefaktbeseitigung begegnet werden kann, muss künftigen Forschungsarbeiten überlassen bleiben.

Neben den Elektroden ist auch die Übertragungstechnik für die Praktikabilität relevant. Drahtlose Systeme können die Signale z. B. mittels Bluetooth übertragen. Auch hier wird die Signalqualität über den Einsatz in der Praxis entscheiden.

Das entwickelte System zur Indexierung der Beanspruchung müsste bei einer Umstellung auf andere Hardwaretechnologie entsprechend modifiziert werden.

Ein weiterer Themenbereich für künftige Forschungsarbeiten wäre der mögliche Ersatz der Aufgabenbatterie durch reale, informationsintensive Arbeitstätigkeiten. Bzgl. der neu entwickelten Methodik zur Beanspruchungsdiagnostik sollte das Problem der Auswahl und Reduktion der EEG-Kanäle Gegenstand weiterer Forschungsarbeiten sein. Die Erweiterung des Verfahrens zu *Multi Frequency Head Maps* wäre denkbar. Darüber hinaus müssten auch psychophysiologische Fragestellungen geklärt werden.

So wäre als erstes zu bestimmen, wie hoch die zeitliche Auflösung für die Indexierung sein muss, und zwar in Abhängigkeit von der zeitlich möglichen Veränderung der Beanspruchung. Zu diesem Problemkreis gehört auch die bisher nicht eindeutig geklärte Frage, ab wann von einer Überbeanspruchung bzw. Unterbeanspruchung gesprochen werden kann.

Schließlich sind bei der Erfassung sensibler, personenbezogener Daten – wie es hier der Fall ist – auch Fragen des Datenschutzes, der Datensicherheit sowie der Gewährleistung der Privatsphäre zu diskutieren und tragbare Lösungen zu finden.

Literaturverzeichnis

- [ABH⁺01] ARIËNS, G. A. M. ; BONGERS, P. M. ; HOOGENDOORN, W. E. ; HOUTMAN, I. L. D. ; WAL, G. van d. ; MECHELEN, W. van: High Quantitative Job Demands and Low Co-Worker Support are Risk Factors for Neck Pain: Results of a Prospective Cohort Study. In: *Spine* 26(17) (2001), S. 1896–1903
- [AL98] ANDERSON, J. R. ; LEBIERE, C. J.: *The Atomic Components of Thought*. Mahwah, NJ: Erlbaum, 1998 <http://act-r.psy.cmu.edu/book/>. – ISBN 9781317778301. – Last accessed on 2015-05-02
- [AMM87] AASMAN, J. ; MULDER, G. ; MULDER, L. J. M.: Operator Effort and the Measurement of Heart-Rate Variability. In: *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 29 (1987), Nr. 2, 161-170. <http://dx.doi.org/10.1177/001872088702900204>. – DOI 10.1177/001872088702900204
- [ASH94] ALLPORT, D. A. ; STYLES, E. A. ; HSIEH, S.: Shifting intentional set: Exploring the dynamic control of tasks. Version:1994. https://www.researchgate.net/publication/232484116_Shifting_intentional_set_Exploring_the_dynamic_control_of_tasks. In: UMLTA, C. (Hrsg.) ; MOSCOVITCH, M. (Hrsg.): *Attention and Performance XV*. Cambridge, MA : MIT Press, 1994, 421-452
- [Bad00] BADDELEY, A.: The episodic buffer: a new component of working memory? In: *Trends in Cognitive Sciences* 4 (2000), Nr. 11, 417-423. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613\(00\)01538-2](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613(00)01538-2). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613\(00\)01538-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613(00)01538-2). – ISSN 1364–6613. – Last accessed on 2014-03-17
- [Bar69] BARTENWERFER, H.: Einige praktische Konsequenzen aus der Aktivierungstheorie. In: *Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie* 6 (1969), Nr. 2, S. 195–222
- [Bau02] BAUMGARTEN, T.: *Ableitung eines noninversiven Indikators von mental workload für die Implementierung in einem adaptiven multimodalen System*, Institut für Psychologie und Arbeitswissenschaften (TU Berlin), Diplomarbeit, 2002
- [BBH89] BYERS, J. C. ; BITTNER, A. C. ; HILL, S. G.: Traditional and raw task load index (TLX) correlations: Are paired comparisons necessary? In: MITAL,

- A. (Hrsg.): *Advances in Industrial Ergonomics and Safety* Bd. I, Taylor & Francis, 1989, S. 481–485
- [BC04] BECKER-CARUS, C.: *Allgemeine Psychologie. Eine Einführung*. Elsevier, München, 2004
- [Ber29] BERGER, H.: Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. In: *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten* 87 (1929), Nr. 1, 527–570. <http://dx.doi.org/10.1007/BF01797193>. – DOI 10.1007/BF01797193. – ISSN 0003–9373
- [BH74] BADDELEY, A. D. ; HITCH, G.: Working memory. In: BOWER, G.H. (Hrsg.): *The psychology of learning and motivation: Advances in research and theory*, New York: Academic Press, 1974
- [BH85] BAILEY, D. G. ; HODGSON, R. M.: Range filters: Localintensity sub-range filters and their properties. In: *Image and Vision Computing* 3 (1985), Nr. 3, 99–110. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856\(85\)90058-7](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856(85)90058-7). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856\(85\)90058-7](http://dx.doi.org/10.1016/0262-8856(85)90058-7). – ISSN 0262–8856
- [Bis06] BISHOP, C. M. ; JORDAN, M. (Hrsg.) ; KLEINBERG, J. (Hrsg.) ; SCHÖLKOPF, B. (Hrsg.): *Pattern Recognition and Machine Learning*. Springer, 2006 (Information Science and Statistics). – 740 S. <http://www.rmki.kfki.hu/~banmi/elte/Bishop%20-%20Pattern%20Recognition%20and%20Machine%20Learning.pdf>. – Last accessed on 2014-12-07
- [BL05] BOGERT, L. W. J. ; LIESHOUT, J. J.: Non-invasive pulsatile arterial pressure and stroke volume changes from the human finger. In: *Experimental Physiology* 90 (2005), Nr. 4, 437–446. <http://dx.doi.org/10.1113/expphysiol.2005.030262>. – DOI 10.1113/expphysiol.2005.030262. – Last accessed on 2014-01-15
- [BLL⁺07] BERKA, C. ; LEVENDOWSKI, D. J. ; LUMICAO, M. N. ; YAU, A. ; DAVIS, G. ; ZIVKOVIC, V. T. ; OLMSTEAD, R. E. ; TREMOULET, P. D. ; CRAVEN, P. L.: EEG Correlates of Task Engagement and Mental Workload in Vigilance, Learning, and Memory Tasks. In: *Aviat Space Environmental Medicine* 78(5, Suppl.) (2007), S. B231–B244
- [BM14] BUIATTI, M. ; MOGNON, A.: *ADJUST: An automatic EEG artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features – A Tutorial*, 2014. http://www.unicog.org/pm/uploads/MEG/TutorialADJUST1_1.pdf. – Last accessed on 2014-09-19
- [Bor42] BORNEMANN, E.: Untersuchungen über den Grad der geistigen Beanspruchung, 2. Teil: Praktische Ergebnisse. In: *Arbeitsphysiologie* 12 (1942), S. 173–191

- [BS06] BIRBAUMER, N. ; SCHMIDT, R. F.: *Biologische Psychologie*. Springer, 2006 (Springer-Lehrbuch). <http://books.google.de/books?id=xgl9g9Dw6bwC>. – ISBN 9783540254607
- [Bur98] BURGESS, C. J. C.: A Tutorial on Support Vector Machines for Pattern Recognition. In: *Data Mining and Knowledge Discovery* 2 (1998), Nr. 2, 121-167. <http://dx.doi.org/10.1023/A:1009715923555>. – DOI 10.1023/A:1009715923555. – ISSN 1384-5810. – Last accessed on 2014-12-07
- [BW93] BROOKHUIS, K. A. ; WAARD, D. de: The use of psychophysiology to assess driver status. In: *Ergonomics* 36 (1993), Nr. 9, 1099-1110. <http://dx.doi.org/10.1080/00140139308967981>. – DOI 10.1080/00140139308967981
- [BWS96] BROOKINGS, J. B. ; WILSON, G. F. ; SWAIN, C. R.: Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. In: *Biological Psychology* 42 (1996), Nr. 3, 361-377. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05167-8](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05167-8). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05167-8](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05167-8). – ISSN 0301-0511
- [Cai07] CAIN, B.: A Review of the Mental Workload Literature / Defence Research and Development Canada, Human System Integration Section, Toronto. Version: 2007. <http://ftp.rta.nato.int/public/pubfulltext/rto/tr/rto-tr-hfm-121-part-ii/tr-hfm-121-part-ii-04.pdf>. 2007. – Forschungsbericht. – Last accessed on 2013-12-11
- [CHB⁺11] CHATHAM, C. H. ; HERD, S. A. ; BRANT, A. M. ; HAZY, T. E. ; MIYAKE, A. ; O'REILLY, R. ; FRIEDMAN, N. P.: From an Executive Network to Executive Control: A Computational Model of the N-back Task. In: *Journal of Cognitive Neuroscience* 23 (2011), Nr. 11, 3598-3619. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3269304/>. – Last accessed on 2014-04-02
- [CNP⁺04] CHIN, E. ; NATHAN, F. ; PAUZIE, A. ; MANZANO, J. ; NODARI, E. ; CHERRI, C. ; RAMBALDINI, A. ; TOFFETTI, A. ; MARCHITTO, M.: Subjective Assessment methods for Workload / AIDE - Adaptive Integrated Driver-vehicle Interface. 2004. – Forschungsbericht
- [CR99] COLLE, H. A. ; REID, G. B.: A framework for mental workload research and applications using formal measurement theory. In: *International Journal of Cognitive Ergonomics* 1(4) (1999), S. 303-313
- [DGF11] DGFP, Deutsche Gesellschaft für Personalführung e.V.: DGFP Studie: Psychische Beanspruchung von Mitarbeitern und Führungskräften / Deutsche Gesellschaft für Personalführung e.V. 2011. – Forschungsbericht

- [DGR03] DEBITZ, U. ; GRUBER, H. ; RICHTER, G.: *Psychische Gesundheit am Arbeitsplatz. Teil 2: Erkennen, Beurteilen und Verhüten von Fehlbeanspruchungen*. Bd. 2. 3. InfoMediaVerlag, 2003
- [Dim05] DIMOSKA, A.: *Electrophysiological indices of response inhibition in the stop-signal task.*, University of Wollongong, Diss., 2005
- [DJPG05] DUSSAULT, C. ; JOUANIN, J. C. ; PHILIPPE, M. ; GUEZENNEC, C. Y.: EEG and ECG Changes During Simulator Operation Reflect Mental Workload and Vigilance. In: *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 76 (2005), Nr. 4, 344-351. <http://docserver.ingentaconnect.com/deliver/connect/asma/00956562/v76n4/s5.pdf?expires=1392804061&id=77249966&titleid=8218&accname=Guest+User&checksum=8AD66D26EE7E8654A956146FCFC2B88A>. – Last accessed on 2014-02-19
- [DM04] DELORME, A. ; MAKEIG, S.: EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics. In: *Journal of Neuroscience Methods* 134 (2004), S. 9–21
- [Don69] DONDERS, F. C.: On the Speed of Mental Processes. In: *Acta Psychologica Attention and Performance II* 30 (1969), S. 412–431
- [Doo09] DOOLEY, C.: The impact of meditative practices on physiology and neurology: A review of the literature. In: *Scientia discipulorum* 4 (2009), 35-59. <http://web.plattsburgh.edu/files/686/files/2009p35-59-dooley.pdf>. – Last accessed on 2014-02-17
- [DY03] DAI, D. Q. ; YUEN, P. C.: Regularized discriminant analysis and its application to face recognition. In: *Pattern Recognition* 36 (2003), Nr. 3, S. 845–847
- [EC07] EUROFOUND, European Foundation for the Improvement of L. ; CONDITIONS, Working: Work-Related Stress / European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions. Dublin - Ireland, 2007. – Forschungsbericht
- [ED10] EBNER, A. ; DEUSCHL, G.: *EEG*. Thieme, Stuttgart, 2010
- [Elt01] ELTER, P.: *Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung*, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik, Universität Fridericiana, Karlsruhe, Diss., 2001. <http://digbib.ubka.uni-karlsruhe.de/volltexte/documents/3153>. – Last accessed on 2014-01-15
- [Eng02] ENGLE, R. W.: Working Memory Capacity as Executive Attention. In: *Current Directions in Psychological Science* 11 (2002), Nr. 1, 19-23.

- <http://dx.doi.org/10.1111/1467-8721.00160>. – DOI 10.1111/1467-8721.00160. – Last accessed on 2014-04-02
- [FBWB07] FATOURECHI, M. ; BASHASHATI, A. ; WARD, R. K. ; BIRCH, G. E.: EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey. In: *Clinical Neurophysiology* 118 (2007), Nr. 3, S. 480–494
- [Fen08] FENZL, C.: *Psychische Belastungen im Alltagshandeln: die Koordinierbarkeit individueller Tätigkeitssysteme*, Universität Flensburg, Diss., 2008
- [FM04] FRIEDMAN, N. P. ; MIYAKE, A.: The relations among inhibition and interference cognitive functions: A latent variable analysis. In: *Journal of Experimental Psychology: General* 133 (2004), Nr. 1, S. 101–135. <http://dx.doi.org/10.1037/0096-3445.133.1.101>. – DOI 10.1037/0096-3445.133.1.101
- [FPPC07] FITZGIBBON, S. P. ; POWERS, D. M. W. ; POPE, K. J. ; CLARK, C. R.: Removal of EEG noise and artifact using blind source separation. In: *Journal of Clinical Neurophysiology* 24 (2007), Nr. 3, S. 232–243. <http://dx.doi.org/10.1097/WNP.0b013e3180556926>. – DOI 10.1097/WNP.0b013e3180556926
- [FU00] FREUDE, G. ; ULLSPERGER, P.: Slow Brain Potentials as a Measure of Effort? Applications in Mental Workload Studies in Laboratory Settings. In: BACKS, R.W. (Hrsg.) ; BOUCSEIN, W. (Hrsg.): *Engineering psychophysiology: issues and applications*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2000, Kapitel 12, S. 255–267
- [FUD00] FREUDE, G. ; ULLSPERGER, P. ; DEHOFF, W. ; ARBEITSMEDIZIN, Bundesanstalt für Arbeitsschutz u. (Hrsg.): *Zur Einschätzung von Vitalität, Leistungsfähigkeit und Arbeitsbewältigung älterer Arbeitnehmer*. Wirtschaftsverl. NW, 2000
- [GAH⁺09] GOLDENHOLZ, D. M. ; AHLFORS, S. P. ; HÄMÄLÄINEN, M. S. ; SHARON, D. ; ISHITOBI, M. ; VAINA, L. M. ; STUFFLEBEAM, S. M.: Mapping the Signal-To-Noise Ratios of Cortical Sources in Magnetoencephalography and Electroencephalography. In: *Human Brain Mapping* 30 (2009), Nr. 4, S. 1077–1086. <http://dx.doi.org/10.1002/hbm.20571>. – DOI 10.1002/hbm.20571
- [GHG⁺12] GAJEWSKI, P. D. ; HENGSTLER, J. G. ; GOLKA, K. ; FALKENSTEIN, M. ; BESTE, C.: The Met-genotype of the BDNF Val66Met polymorphism is associated with reduced Stroop interference in elderly. In: *Neuropsychologia* 50 (2012), Nr. 14, 3554–3563. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.09.042>. – DOI <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.09.042>. – ISSN 0028–3932

- [Goe07] GOEBEL, S.: *Klinische und experimentelle Neuropsychologie der strategischen Fähigkeiten*, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Fachbereich Psychologie, Diss., 2007
- [GS00] GEVINS, A. ; SMITH, M. E.: Neurophysiological Measures of Working Memory and Individual Differences in Cognitive Ability and Cognitive Style. In: *Cerebral Cortex* 10 (2000), Nr. 9, 829-839. <http://dx.doi.org/10.1093/cercor/10.9.829>. – DOI 10.1093/cercor/10.9.829. – Last accessed on 2014-02-18
- [GSL⁺98] GEVINS, A. ; SMITH, M. E. ; LEONG, H. ; MCEVOY, L. ; WHITFIELD, S. ; DU, R. ; RUSH, G.: Monitoring Working Memory Load during Computer-Based Tasks with EEG Pattern Recognition Methods. In: *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 40 (1998), Nr. 1, 79-91. <http://dx.doi.org/10.1518/001872098779480578>. – DOI 10.1518/001872098779480578
- [GSMY97] GEVINS, A. ; SMITH, M. E. ; MCEVOY, L. ; YU, D.: High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice. In: *Cerebral Cortex* 7 (1997), Nr. 4, 374-385. <http://dx.doi.org/10.1093/cercor/7.4.374>. – DOI 10.1093/cercor/7.4.374. – Last accessed on 2014-02-18
- [GTH⁺08] GRIMES, D. ; TAN, D. S. ; HUDSON, S. E. ; SHENOY, P. ; RAO, R. P. N.: Feasibility and Pragmatics of Classifying Working Memory Load with an Electroencephalograph. In: *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. New York, NY, USA : ACM, 2008 (CHI '08). – ISBN 978-1-60558-011-1, 835-844. – Last accessed on 2014-12-27
- [GW92] GUNDEL, A. ; WILSON, G. F.: Topographical Changes in the Ongoing EEG Related to the Difficulty of Mental Tasks. In: *Brain Topography* 5 (1992), S. 17-25
- [Hac05] HACKER, W.: *Allgemeine Arbeitspsychologie: Psychische Regulation von Arbeitstätigkeiten*. Verlag Hans Huber, Bern, 2005
- [Hag08] HAGEMANN, K.: *The alpha band as an electrophysiological indicator for internalized attention and high mental workload in real traffic driving.*, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Heinrich-Heine Universität, Düsseldorf , Diss., 2008. http://docserv.uni-duesseldorf.de/servlets/DerivateServlet/Derivate-8802/Dissertation_Konrad_Hagemann_pdfa.pdf. – Last accessed on 2014-02-17
- [Har06] HART, S. G.: NASA-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 50th Annual*

- Meeting*, Santa Monica: HFES, 2006, 904-908. – Last accessed on 2013-12-17
- [HHL93] HENDY, K. C. ; HAMILTON, K. M. ; LANDRY, L. N.: Measuring subjective workload: when is one scale better than many? In: *Human Factors* 35 (1993), S. 579–601
- [HIB⁺92] HILL, S. G. ; IAVECCHIA, H. P. ; BITTNER, Jr. A. C. ; BYERS, J. C. ; ZAKLAD, A. L. ; CHRIST, R. E.: Comparison of Four Subjective Workload Rating Scales. In: *Human Factors* 34 (1992), August, Nr. 4, 429-439. <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=141691.141697>. – ISSN 0018–7208
- [HJ01] HILBURN, B. ; JORNA, P. G. A. M.: Workload and Air Traffic Control. In: HANCOCK, A. (Hrsg.) ; DESMOND, P.E. (Hrsg.): *Stress, workload, and fatigue*. Mahwah, NJ: Erlbaum, 2001, S. 384–394
- [HJF⁺10] HAASE, R. F. ; JOME, L. M. ; FERREIRA, J. A. ; SANTOS, E. J. R. ; CONNACHER, C. C. ; SENDROWITZ, K.: Scaling the information processing demands of occupations. In: *Journal of Vocational Behavior* 79 (2010), S. 403–413
- [HK99] HOUTMAN, I. L. D. ; KORNITZER, M. et al.: The Job Stress, Absenteeism and Coronary Heart Disease European Cooperative Study (the JACE-Study) - Design of a Multicentre Prospective Study. In: *European Journal of Public Health* 9 (1999), S. 52–57
- [HM88] HANCOCK, P. A. ; MESHKATI, N.: *Human Mental Workload*. Elsevier Science, 1988
- [Hoc86] HOCKEY, G. R. J.: A state control theory of adaptation and individual differences in stress management. In: HOCKEY, G.R.J. (Hrsg.) ; GAILLARD, A.W.K. (Hrsg.) ; COLES, M.G.H. (Hrsg.): *Energetics and human information processing*. Dordrecht, The Netherlands: Martinus Nijhoff Publishers, 1986, S. 285–298
- [HP05] HEALEY, J. A. ; PICARD, R. W.: Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. In: *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on* 6 (2005), June, Nr. 2, 156-166. <http://dx.doi.org/10.1109/TITS.2005.848368>. – DOI 10.1109/TITS.2005.848368. – ISSN 1524–9050. – Last accessed on 2014-12-27
- [HPA04] HESELTINE, T. ; PEARS, N. ; AUSTIN, J.: Three-Dimensional Face Recognition: A Fishersurface Approach. Version: 2004. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-30126-4_83. In: CAMPILHO, A. (Hrsg.) ; KAMEL, M. (Hrsg.): *Image Analysis and Recognition* Bd. 3212. Springer Berlin Heidelberg, 2004. – DOI 10.1007/978-3-540-30126-4_83, 684-691. – Last accessed on 2014-09-01

- [HPKB00] HOOGENDOORN, W. E. ; POPPEL, M. N. M. ; KOES, B. W. ; BOUTER, L. M.: Systematic Review of Psychosocial Factors at Work and Private Life as Risk Factors for Back Pain. In: *Spine* 25 (2000), S. 2114–2125
- [HPS10] HEGER, D. ; PUTZE, F. ; SCHULTZ, T.: Online Workload Recognition from EEG Data during Cognitive Tests and Human-Machine Interaction. Version: 2010. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-16111-7_47. In: DILLMANN, R. (Hrsg.) ; BEYERER, J. (Hrsg.) ; HANEBECK, U.D. (Hrsg.) ; SCHULTZ, T. (Hrsg.): *KI 2010: Advances in Artificial Intelligence* Bd. 6359. Springer Berlin Heidelberg, 2010. – DOI 10.1007/978-3-642-16111-7_47. – ISBN 978-3-642-16110-0, 410-417. – Last accessed on 2014-12-27
- [HR84] HACKER, W. ; RICHTER, P.: *Psychische Fehlbeanspruchung. Psychische Ermüdung, Monotonie, Sättigung und Stress (Spezielle Arbeits- und Ingenieurpsychologie in Einzeldarstellungen)*. Bd. 2. 2. Berlin: Springer, 1984
- [HRB⁺04] HJORTSKOV, N. ; RISSEN, D. ; BLANGSTED, A. K. ; FALLENTIN, N. ; LUNDBERG, U. ; SOGAARD, K.: The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. In: *European Journal of Applied Physiology* 92 (2004), Nr. 1-2, 84-89. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-004-1055-z>. – DOI 10.1007/s00421-004-1055-z. – ISSN 1439-6319
- [HS88] HART, S. G. ; STAVELAND, L. E.: Development of the NASA TLX: results of empirical and theoretical research. In: HANCOCK, P.A. (Hrsg.) ; MESHKATI, N. (Hrsg.): *Human Mental Workload*. North Holland, Amsterdam., 1988, S. 139–183
- [HS08] HONAL, M. ; SCHULTZ, T.: Determine Task Demand from Brain Activity. In: *Proceedings of the 3rd International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, 2008, 100-107. – Last accessed on 2014-12-27
- [HWT06] HUANG, Y. ; WANG, Y. ; TAN, T. N.: Combining Statistics of Geometrical and Correlative Features for 3D Face Recognition. In: *Proc. British Machine Vision Conference*, 2006, S. 879–888
- [ISI⁺94] INOUE, T. ; SHINOSAKI, K. ; IYAMA, A. ; MATSUMOTO, Y. ; TOI, S. ; ISHIHARA, T.: Potential flow of frontal midline theta activity during a mental task in the human electroencephalogram. In: *Neuroscience Letters* 169 (1994), Nr. 1-2, 145-148. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)90377-8](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0304-3940(94)90377-8). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)90377-8](http://dx.doi.org/10.1016/0304-3940(94)90377-8). – ISSN 0304-3940

- [Isr80] ISRAEL, J.: *Structural Interference in Dual-task Performance: Event-related Potential, Behavioral, and Subjective Effects*, University of Illinois, Diss., 1980
- [Jam90] JAMES, W.: *The principles of psychology*. Neudruck New York: Dover 1950, 1890
- [JGKL02] JENSEN, O. ; GELFAND, J. ; KOUNIOS, J. ; LISMAN, J. E.: Oscillations in the alpha band (9-12 Hz) increase with memory load during retention in a short-term memory task. In: *Cerebral Cortex* 12 (2002), Nr. 8, S. 877–82
- [JMH⁺00] JUNG, T. P. ; MAKEIG, S. ; HUMPHRIES, C. ; LEE, T. W. ; MCKEOWN, M. J. ; IRAGUI, V. ; SEJNOWSKI, T. J.: *Removing Electroencephalographic Artifacts by Blind Source Separation*. 2000
- [JMP⁺79] JOHANSEN, G. ; MORAY, N. ; PEW, R. ; RASMUSSEN, J. ; SANDERS, A. ; WICKENS, C.: Final Report of Experimental Psychology Group. In: MORAY, N. (Hrsg.): *Mental Workload. Its Theory and Measurement* Bd. 8, Springer US, 1979 (NATO Conference Series), S. pp 101–114
- [Joh86] JOHNSON, R. J.: A Triarchic Model of P300 Amplitude. In: *Psychophysiology* (1986)
- [Jor92] JORNA, P. G. A. M.: Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index. In: *Biological Psychology* 34 (1992), 237 - 257. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(92\)90017-0](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(92)90017-0). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(92\)90017-0](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(92)90017-0). – ISSN 0301-0511
- [Jor93] JORNA, P. G. A. M.: Heart rate and workload variations in actual and simulated flight. In: *Ergonomics* 36 (1993), Nr. 9, 1043-1054. <http://dx.doi.org/10.1080/00140139308967976>. – DOI 10.1080/00140139308967976
- [JSW08] JOIKO, K. ; SCHMAUDER, M. ; WOLFF, G.: Psychische Belastungen und Beanspruchung im Berufsleben / Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. 2008. – Forschungsbericht
- [Kah73] KAHNEMAN, D.: *Attention and Effort*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1973
- [KDB⁺07] KOHLMORGEN, J. ; DORNHEGE, G. ; BRAUN, M. L. ; BLANKERTZ, B. ; MÜLLER, K. R. ; CURIO, G. ; HAGEMANN, K. ; BRUNS, A. ; SCHRAUF, M. ; KINCSES, W. E.: Improving Human Performance in a Real Operating Environment through Real-Time Mental Workload Detection. In: DORNHEGE, G. (Hrsg.) ; R. MILLÁN, J. del (Hrsg.) ; HINTERBERGER, T. (Hrsg.) ; MCFARLAND, D. (Hrsg.) ; MÜLLER, K.R. (Hrsg.): *Towards Brain-Computer Interfacing*, MIT Press, Cambridge, 2007, S. 409–422

- [KE63] KALSBECK, J. W. H. ; ETTEMA, J. H.: Scored Regularity of the Heart Rate and the Measurement of Perceptual Load. In: *Ergonomics* 6 (1963), S. 306
- [Kie03] KIESEL, A.: *Handlungsdeterminierende Prozesse beim Aufgabenwechsel und die Notwendigkeit der Dekomposition von Wechselkosten*, Julius-Maximilians-Universität Würzburg, Diss., 2003
- [KK01] KOMPIER, M. A. J. ; KRISTENSEN, T. S.: Organisational Work Stress Interventions in a Theoretical, Methodological and Practical Context. In: DUNHAM, J. (Hrsg.): *Stress in the Workplace: Past, Present and Future*. London : Whurr Publishers, 2001, S. 164–190
- [KK08] KRAY, J. J. and E. J. and Eber ; KARBACH, J.: Verbal self-instructions in task switching: a compensatory tool for action-control deficits in childhood and old age? In: *Developmental Science* 1 (2008), Nr. 2, 223–236. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1467-7687.2008.00673.x>. – DOI 10.1111/j.1467-7687.2008.00673.x
- [Kli99] KLIMESCH, W.: EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. In: *Brain Research Reviews* 29 (1999), Nr. 2-3, S. 169–195
- [KLRF06] KELLY, S. P. ; LALOR, E. C. ; REILLY, R. B. ; FOXE, J. J.: Increases in Alpha Oscillatory Power Reflect an Active Retinotopic Mechanism for Distracter Suppression During Sustained Visuospatial Attention. In: *Journal of Neurophysiology* 95 (2006), Nr. 6, S. 3844–3851. <http://dx.doi.org/10.1152/jn.01234.2005>. – DOI 10.1152/jn.01234.2005
- [KLTK05] KONG, H. ; LI, X. ; TURK, M. ; KAMBHAMETTU, C.: Discriminant Subspace Analysis for Face Recognition with Small Number of Training Samples. In: *IEEE Transactions on System, Man and Cybernetics, Part B* (2005)
- [KMVS91] KENEMANS, J. L. ; MOLENAAR, P. C. M. ; VERBATEN, M. N. ; SLANGEN, J. L.: Removal of the Ocular Artifact from the EEG: A Comparison of Time and Frequency Domain Methods with Simulated and Real Data. In: *Psychophysiology* 28 (1991), Nr. 1, 114–121. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8986.1991.tb03397.x>. – DOI 10.1111/j.1469-8986.1991.tb03397.x. – ISSN 1469–8986
- [KP07] KRAMER, A. ; PARASURAMAN, R.: Neuroergonomics-Application of Neuroscience to Human Factors. In: CACCIOPPO, I. (Hrsg.) ; TASSINARY, L. (Hrsg.) ; BERNTSON, G. (Hrsg.): *Handbook of Psychophysiology*. 2. New York : Cambridge University Press, 2007

- [KPL⁺02] KIVIMÄKI, M. ; P., Leino-Arjas ; LUUKKONEN, R. ; RIIHIMÄKI, H. ; VAHTERA, J. ; KIRJONEN, J.: Work Stress and Risk of Coronary Mortality: Prospective Cohort Study of Industrial Employees. In: *British Medical Journal* 325 (2002), S. 857–863
- [Kra91] KRAMER, A. F.: Physiological Metrics of Mental Workload: A Review of Recent Progress. In: DAMOS, D. (Hrsg.): *Multi-Task Performance*. London : Taylor & Francis, 1991, S. 279–327
- [LAS02] LASI, Länderausschuss für Arbeitsschutz und S.: Konzept zur Ermittlung psychischer Fehlbelastungen am Arbeitsplatz und Möglichkeiten der Prävention: Teil 1. In: *Sicher ist Sicher* 53 (2002), S. 206–216. – 052167-DOK
- [LCS03] LANDSBERGIS, P. A. ; CAHILL, J. ; SCHNALL, P.: The Changing Organisation of Work and the Safety and Health of Working People: A Commentary. In: *Journal of Occupational Environmental Medicine* (2003), S. 61–72
- [Leh09] LEHMANN, M. L.: *Gehirn-Atlas*. <http://www.gehirn-atlas.de/>. Version: 2009. – Last accessed on 2014-02-13
- [Lei11] LEI, S.: *Driver Mental States Monitoring Based on Brain Signals*, Fakultät V: Verkehrs- und Maschinensysteme (TU Berlin), Diss., 2011
- [LH12] LOHMANN-HAISLAH, A.: *Stressreport Deutschland 2012: Psychische Anforderungen, Ressourcen und Befinden*. Dortmund : Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2012 <http://www.baua.de/de/Publikationen/Fachbeitraege/Gd68.html>. – ISBN 978–3–88261–725–2
- [LHNPI01] LINKENKAER-HANSEN, K. ; NIKOULINE, V. V. ; PALVA, J. M. ; ILMONIEMI, R. J.: Long-Range Temporal Correlations and Scaling Behavior in Human Brain Oscillations. In: *The Journal of Neuroscience* 21 (2001), Nr. 4, 1370-1377. <http://www.jneurosci.org/content/21/4/1370.abstract>
- [Log94] *Kapitel* On the ability to inhibit thought and action: A users' guide to the stop signal paradigm. In: LOGAN, G. D.: *Inhibitory processes in attention, memory, and language*. San Diego: Academic Press, 1994, S. 189–239
- [Loh10] LOH, A. S. M.: *Klinische Evaluierung der Volumenkompensationsmethode für die kontinuierliche nichtinvasive Blutdruckmessung an Probanden während Propofol-Mononarkose*, Medizinische Fakultät, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Diss., 2010. <http://opus4.kobv.de/opus4-fau/frontdoor/index/index/docId/1453>. – Last accessed on 2014-01-15
- [LR11a] LEI, S. ; ROETTING, M.: Influence of Task Combination on EEG Spectrum Modulation for Driver Workload Estimation. In: *Human Factors* 53(2) (2011), S. 168–179

- [LR11b] LEI, S. ; ROETTING, M.: A Model for Online Mental Workload Detection using EEG Signal. In: SCHMID, S. (Hrsg.) ; ELEPFANDT, M. (Hrsg.) ; ADENAUER, J. (Hrsg.) ; LICHTENSTEIN, A. (Hrsg.) ; Zentrum Mensch-Maschine-Systeme der TU Berlin (Veranst.): *Reflexionen und Visionen der Mensch-Maschine Interaktion - Aus der Vergangenheit lernen, Zukunft gestalten*. Berlin : VDI, 2011 (22 33), S. 204
- [LWR09] LEI, S. ; WELKE, S. ; ROETTING, M.: Representation of Driver's Mental Workload in EEG Data. In: WAARD, D. de (Hrsg.) ; GODTHELP, J. (Hrsg.) ; KOOI, F.L. (Hrsg.) ; BROOKHUIS, K.A. (Hrsg.): *Human Factors, Security and Safety*. Shaker Publishing, 2009, S. 285–294
- [Mac91] MACLEOD, C. M.: Half a century of research on the Stroop effect: an integrative review. In: *Psychological bulletin* 109 (1991), Nr. 2, 163–203. <http://arts.uwaterloo.ca/~cmacleod/Research/Articles/stroopprev.pdf>. – ISSN 0033–2909. – Last accessed on 2014-04-02
- [MB08] MAY, J. F. ; BALDWIN, C. L.: Driver Fatigue: The Importance of Identifying Causal Factors of Fatigue when Considering Detection and Countermeasure Technologies. In: *Transportation Research Part F* 12 (2008), S. 218–224. <http://dx.doi.org/10.1016/j.trf.2008.11.005>. – DOI 10.1016/j.trf.2008.11.005. – Last accessed on 2011-11-03
- [MBC⁺96] MALIK, M. ; BIGGER, J. T. ; CAMM, A. J. ; KLEIGER, R. E. ; MALIANI, A. ; MOSS, A. J. ; SCHWARTZ, P. J.: Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. In: *Circulation* 17 (1996), 354–381. http://www.escardio.org/guidelines-surveys/esc-guidelines/Scientific_Statements/Documents/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf. – Last accessed on 2014-01-20
- [MBJS96] MAKEIG, S. ; BELL, A. J. ; JUNG, T. P. ; SEJNOWSKI, T. J.: Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data. In: *in Advances in Neural Information Processing Systems*, MIT Press, 1996, S. 145–151
- [McC79] MCCLELLAND, J. L.: On the Time Relations of Mental Processes: An Examination of Systems of Processes in Cascade. In: *Psychological Review* 86 (1979), S. 287–330
- [Mei76] MEISTER, D.: *Behavioral foundations of system development*. New York: Wiley, 1976
- [MFE⁺00] MIYAKE, A. ; FRIEDMAN, N. P. ; EMERSON, M. J. ; WITZKI, A. H. ; HOWERTER, A. ; WAGER, T. D.: The Unity and Diversity of Executive Functions and Their Contributions to Complex "Frontal Lobe" Tasks: A Latent Variable Analysis. In: *Cognitive Psychology* 41 (2000), Nr. 1, 49 – 100. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1006/cogp.1999>.

0734. – DOI <http://dx.doi.org/10.1006/cogp.1999.0734>. – ISSN 0010–0285. – Last accessed on 2014-03-17
- [Mil56] MILLER, G. A.: The magical number seven plus or minus two: Some limits on our capacity for processing information. In: *Psychological Review* 63 (1956), S. 81–97
- [MJBB10] MOGNON, A. ; JOVICICH, J. ; BRUZZONE, L. ; BUIATTI, M.: ADJUST: An automatic EEG artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features. In: *Psychophysiology* (2010), S. 1–12
- [MLG⁺03] MISSONNIER, P. ; LEONARDS, U. ; GOLD, J. G. and P. G. and Palix ; IBÁÑEZ, V. ; GIANNAKOPOULOS, P.: A new electrophysiological index for working memory load in humans. In: *Neuroreport* 14 (2003), Nr. 11, 1451–1455. <http://dx.doi.org/10.1097/01.wnr.0000080101.90506.9b>. – DOI 10.1097/01.wnr.0000080101.90506.9b. – Last accessed on 2014-04-02
- [MMM⁺88] MULDER, H. ; MEIJMAN, T. ; MULDER, B. ; KOMPIER, M. ; BROERSEN, S. ; WESTERINK, B. ; O'HANLON, J.: Occupational Stress in City Bus Drivers. In: ROTHENGATTER, J.A. (Hrsg.) ; BRUIN, R.A. de (Hrsg.): *Road user behaviour: theory and research*, Assen, The Netherlands: Van Gorcum, 1988, 348–358. – Last accessed on 2014-01-24
- [MPM99] MEISSNER-PÖTHIG, D. ; MICHALAK, U.: *Vitalität und ärztliche Intervention. Vitalitätsdiagnostik: Grundlagen - Angebote - Konsequenzen*. Hippokrates-Verlag, 1999. – 210 S.
- [MS13] MISHRA, P. ; SINGLA, S. K.: Artifact Removal from Biosignal using Fixed Point ICA Algorithm for Pre-processing in Biometric Recognition. In: *Measurement Science Review* 13 (2013), S. 7–11. <http://dx.doi.org/10.2478/msr-2013-0001>. – DOI 10.2478/msr-2013-0001
- [Mul80] MULDER, G.: *The heart of mental effort*, University of Groningen, Diss., 1980
- [MWB04] MULDER, L. B. J. M. .. ; WAARD, D. de ; BROOKHUIS, K. A.: Estimating Mental Effort Using Heart Rate and Heart Rate Variability. Version: 2004. <http://dx.doi.org/10.1201/9780203489925.ch20>. In: STANTON, N. (Hrsg.) ; HEDGE, A. (Hrsg.) ; BROOKHUIS, K. (Hrsg.) ; SALAS, E. (Hrsg.) ; HENDRICK, H. (Hrsg.): *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods*. CRC Press, 2004. – DOI 10.1201/9780203489925.ch20, Kapitel 20, S. 20–1–20–8
- [Müh11] MÜHLBAUER, M.: *Bayern beruft Burnout-Beauftragten*. Telepolis. <http://www.heise.de/tp/blogs/8/150679>. Version: Oktober 2011. – Last accessed on 2011-11-03

- [New90] NEWELL, A.: *Unified Theories of Cognition*. Harvard University Press, Cambridge, 1990
- [New92] NEWELL, A.: Précis of Unified Theories of Cognition. In: *Behavioral and Brain Sciences* 15 (1992), S. 425–492
- [NIO02] NIOSH, NORA Organization of Work Team Members: The Changing Organization of Work and the Safety and Health of Working People / National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). 2002 (2002-116). – Forschungsbericht
- [NN03] NICKEL, P. ; NACHREINER, F.: Sensitivity and Diagnosticity of the 0.1-Hz Component of Heart Rate Variability as an Indicator of Mental Workload. In: *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 45 (2003), Nr. 4, 575-590. <http://dx.doi.org/10.1518/hfes.45.4.575.27094>. – DOI 10.1518/hfes.45.4.575.27094
- [NS86] NORMAN, D. ; SHALLICE, T.: Attention to Action: Willed and Automatic Control of Behavior. Version: 1986. [http://wexler.free.fr/library/files/norman%20\(\)%20attention%20to%20action.%20willed%20and%20automatic%20control%20of%20behavior.pdf](http://wexler.free.fr/library/files/norman%20()%20attention%20to%20action.%20willed%20and%20automatic%20control%20of%20behavior.pdf). In: *Consciousness and Self-Regulation: Advances in Research and Theory IV*. Plenum Press, 1986. – Last accessed on 2014-03-17
- [Nyg91] NYGREN, T. E.: Psychometric Properties of Subjective Workload Measurement Techniques: Implications for Their Use in the Assessment of Perceived Mental Workload. In: *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 33 (1991), Nr. 1, 17-33. <http://dx.doi.org/10.1177/001872089103300102>. – DOI 10.1177/001872089103300102
- [OE89] O'DONNELL, C. R. D. ; EGGEMEIER, F. T.: Workload Assessment Methodology. Version: 1989. <http://apps.usd.edu/coglab/schieber/docs/odonnell.pdf>. In: BOFF, K. (Hrsg.) ; KAUFMANN, L. (Hrsg.) ; THOMAS, J. (Hrsg.): *Handbook of Perception and Human Performance*. Wiley, 1989, 42-49. – Last accessed on 2015-06-19
- [OPH94] OJALA, T. ; PIETIKAINEN, M. ; HARWOOD, D.: Performance evaluation of texture measures with classification based on Kullback discrimination of distributions. In: *Proceedings of the 12th IAPR International Conference on Pattern Recognition, Computer Vision and Image Processing* Bd. 1, 1994, S. 582–585
- [OPH96] OJALA, T. ; PIETIKAINEN, M. ; HARWOOD, D.: A comparative study of texture measures with classification based on featured distributions. In: *Pattern Recognition* 29 (1996), Nr. 1, S. 51–59

- [OPM02] OJALA, T. ; PIETIKAINEN, M. ; MAENPAA, T.: Multiresolution gray-scale and rotation invariant texture classification with local binary patterns. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 24 (2002), Nr. 7, S. 971–987. <http://dx.doi.org/10.1109/TPAMI.2002.1017623>. – DOI 10.1109/TPAMI.2002.1017623. – ISSN 0162–8828
- [OS80] OSTER, P. J. ; STERN, J. A.: Measurement of eye movement electrooculography. In: MATIN, I. (Hrsg.) ; VENABLES, P.H. (Hrsg.): *Techniques in Psychophysiology*, Chichester, UK: Wiley, 1980, S. 275–309
- [Pau08] PAUZIE, A.: A method to assess the driver mental workload: The driving activity load index (DALI). In: *Intelligent Transport Systems, IET* 2 (2008), Nr. 4, S. 315–322. <http://dx.doi.org/10.1049/iet-its:20080023>. – DOI 10.1049/iet-its:20080023. – ISSN 1751–956X
- [PBB95] POPE, A. T. ; BOGART, E. H. ; BARTOLOME, D. S.: Biocybernetic system evaluates indices of operator engagement in automated task. In: *Biological Psychology* 40 (1995), Nr. 1-2, 187–195. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05116-3](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05116-3). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05116-3](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05116-3). – ISSN 0301–0511. – {EEG} in Basic and Applied Settings
- [Pet67] PETERS, J. F.: Surface electrical fields generated by eye movements. In: *American Journal of EEG Technology* 7 (1967), Nr. 2, S. 27–40
- [PFS⁺00] PRINZEL, L. J. ; FREEMAN, F. G. ; SCERBO, M. W. ; MIKULKA, P. J. ; POPE, A. T.: A Closed-Loop System for Examining Psychophysiological Measures for Adaptive Task Allocation. In: *The International Journal of Aviation Psychology* 10 (2000), Nr. 4, 393–410. http://dx.doi.org/10.1207/S15327108IJAP1004_6. – DOI 10.1207/S15327108IJAP1004_6. – PMID: 11762443
- [PH01] PARASURAMAN, R. ; HANCOCK, P.: Adaptive control of workload. In: HANCOCK, A. (Hrsg.) ; DESMOND, P. (Hrsg.): *Stress, workload, and fatigue*. Mahwah, NJ: Erlbaum, 2001, S. 305–320
- [PHPM88] PIGEAU, R. ; HOFFMANN, R. ; PURCELL, S. ; MOFFITT, A.: The Effect of Endogenous Alpha on Hemispheric Asymmetries and the Relationship of Frontal Theta to Sustained Attention / Defence and Civil Inst. of Environmental Medicine, Downsview (Ontario). Version: 1988. <http://books.google.de/books?id=EutBNwAACAAJ>. Defense Technical Information Center, 1988. – Forschungsbericht
- [PJS10] PUTZE, F. ; JARVIS, J. P. ; SCHULTZ, T.: Multimodal Recognition of Cognitive Workload for Multitasking in the Car. In: *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*, 2010. – ISSN 1051–4651, 3748–3751. – Last accessed on 2014-12-27

- [PM75] PRIBRAM, K. H. ; MCGUINNESS, D.: Arousal, activation, and effort in the control of attention. In: *Psychological Review* 82 (1975), 116-149. <http://www.karlpribram.com/wp-content/uploads/pdf/theory/T-068.pdf>. – Last accessed on 2015-05-15
- [PMA94] PAAS, F. G. W. C. ; MERRIENBOER, J. G. J. ; ADAM, J. J.: Measurement of cognitive load in instructional research. In: *Perceptual and Motor Skills* 79 (1994), S. 419–430. <http://dx.doi.org/10.2466/pms.1994.79.1.419>. – DOI 10.2466/pms.1994.79.1.419
- [PMH99] PARASURAMAN, R. ; MOULOUA, M. ; HILBURN, B.: Adaptive Aiding and Adaptive Task Allocation Enhance Human-Machine Interaction. In: SCERBO, M.W. (Hrsg.) ; MOULOUA, M. (Hrsg.): *Automation Technology and Human Performance*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, Inc., 1999, S. 119–123
- [PMM94] PARASURAMAN, R. ; MOULOUA, M. ; MOLLOY, R.: Monitoring Automation Failures in Human Machine Systems. In: MOULOUA, M. (Hrsg.) ; PARASURAMAN, R. (Hrsg.): *Human Performance in Automated Systems: Current Research and Trends*. Hillsdale, NJ: Earlbaum, 1994, S. 45–49
- [PMS93] PARASURAMAN, R. ; MOLLOY, R. ; SINGH, I. L.: Performance Consequences of Automation Induced Complacency. In: *International Journal of Aviation Psychology* 3 (1993), S. 1–23
- [Pol87] POLICH, J.: Stimulus Complexity, Probability and Inter-Stimulus Interval as Determinants of P300 from Auditory Stimuli. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 68 (1987), S. 311 –320
- [Por92] PORGES, S. W.: Vagal Tone: A Physiologic Marker of Stress Vulnerability. In: *Pediatrics* 90 (1992), Nr. 3, 498-504. <http://pediatrics.aappublications.org/content/90/3/498.abstract>
- [Pöt84] PÖTHIG, D.: *Experimentelle Entwicklung eines klinischen Diagnostikmodells zur Objektivierung des biologischen Alters des Menschen*, Universität Leipzig, Diss., 1984. – Habil.-Schr.
- [PP90] POSNER, M. I. ; PETERSEN, S. E.: The Attention System of the Human Brain. In: *Annual Review of Neuroscience* 13 (1990), Nr. 1, 25-42. <http://dx.doi.org/10.1146/annurev.ne.13.030190.000325>. – DOI 10.1146/annurev.ne.13.030190.000325. – Last accessed on 2014-02-18
- [PPF⁺01] PRINZEL, L. J. ; POPE, A. T. ; FREEMAN, F. G. ; SCERBO, M. W. ; MIKULKA, P. J.: Empirical Analysis of EEG and ERPs for Psychophysiological Adaptive Task Allocation. NASA Langley Technical Report Server, 2001. – Forschungsbericht

- [PR92] POSNER, M. I. ; ROTHBART, M. K.: Attentional Mechanisms and Conscious Experience. Version: 1992. http://www.bowdoin.edu/~sputnam/rothbart-temperament-questionnaires/cv/publications/pdf/1991_Attentional%20Mechanism%20and%20Conscious%20Exp_Posner-Rothbart.pdf. In: *The Neuropsychology of Consciousness*. Academic Press, 1992. – Last accessed on 2014-02-18
- [PTTG03] PAAS, F. ; TUOVINEN, J. E. ; TABBERS, H. ; GERVEN, P. W. M.: Cognitive Load Measurement as a Means to Advance Cognitive Load Theory. In: *Educational Psychologist* 38 (2003), Nr. 1, 63-71. http://dx.doi.org/10.1207/S15326985EP3801_8. – DOI 10.1207/S15326985EP3801_8
- [Rad14] RADÜNTZ, T.: Neuronal mental workload registration during execution of cognitive tasks. In: HARRIS, D. (Hrsg.): *Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics* Bd. 8532, Springer International Publishing, 2014 (Lecture Notes in Computer Science), S. 59–69
- [Rad15] RADÜNTZ, T.: Towards a Methodology for Neuronal Mental Workload Registration during Execution of Cognitive Tasks. In: *Conference Abstract: XII International Conference on Cognitive Neuroscience (ICON_XII)*. Brisbane, Queensland, Australia : Frontiers in Human Neuroscience, 2015. – ISSN 1662–5161
- [Ran97] RANTANEN, J.: Auf dem Weg zur Informationsgesellschaft; Arbeitsplatzvisite bei der Informationsgesellschaft. In: *Informationsgesellschaft: [Übersetzung der Spezialausgabe der Zeitschrift TyÖterveiset vom 30. Juni 1996]*. Wirtschaftsverl. NW, 1997, Kapitel 1, S. 5–13
- [Ras83] RASMUSSEN, J.: Skills, Rules, and Knowledge; Signals, Signs, and Symbols, and Other Distinctions in Human Performance Models. In: *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 13 (1983), May, Nr. 3, S. 257–266
- [RD98] RAUDYS, S. ; DUIN, R. P. W.: Expected Classification Error of the Fisher Linear Classifier with Pseudo-inverse Covariance Matrix. In: *Pattern Recognition Letters* 19 (1998), Nr. 5-6, 385-392. [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8655\(98\)00016-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8655(98)00016-6). – DOI 10.1016/S0167-8655(98)00016-6. – ISSN 0167–8655
- [RDMP04] RUBIO, S. ; DÍAZ, E. ; MARTÍN, J. ; PUENTE, J. M.: Evaluation of Subjective Mental Workload: A Comparison of SWAT, NASA-TLX, and Workload Profile Methods. In: *Applied Psychology: An International Review* 53 (2004), S. 61–86. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1464-0597.2004.00161.x>. – DOI 10.1111/j.1464-0597.2004.00161.x
- [RF13] RADÜNTZ, T. ; FREUDE, G.: Erfassung psychomentaler Beanspruchung bei Arbeit mit unterschiedlichen kognitiven Anforderungen mit Hilfe des

- Elektroenzephalogramms (EEG). In: BRANDENBURG, E. (Hrsg.) ; DORIA, L. (Hrsg.) ; GROSS, A. (Hrsg.) ; GÜNZLER, T. (Hrsg.) ; SMIESZEK, H. (Hrsg.) ; TU Berlin (Veranst.): *Foundations and Applications of Human-Machine Interaction* TU Berlin, TU Berlin, 2013, S. 524–531
- [RF15a] RADÜNTZ, T. ; FREUDE, G.: Arbeiten zur Entwicklung einer Methode zur objektiven Erfassung mentaler Beanspruchung. In: *innteract conference 2015 "Mensch 2020"* TU Chemnitz - Professur Arbeitswissenschaft und Innovationsmanagement, Chemnitz: Verlag aw&I Wissenschaft und Praxis, 2015, S. 342 – 349. – Best Paper Award
- [RF15b] RADÜNTZ, T. ; FREUDE, G.: In Richtung einer objektiven Methode zur kontinuierlichen Erfassung mentaler Beanspruchung. In: *Tagungsband zum 61. GfA-Frühjahrskongress "VERANTWORTUNG FÜR DIE ARBEIT DER ZUKUNFT"*, KIT Karlsruhe, 2015
- [RF15c] RADÜNTZ, T. ; FREUDE, Gabriele: Towards a Continuous Method for Mental Workload Registration. In: HARRIS, D. (Hrsg.): *Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics* Bd. 9174, Springer International Publishing, 2015 (Lecture Notes in Computer Science). – ISBN 978–3–319–20372–0, 176–187
- [RFB⁺14] RADÜNTZ, T. ; FREUDE, G. ; BÜTZLER, J. ; DIEDERICH, F. ; FRIEDRICH, M. ; FÜRSTENAU, N. ; GANZHORN, M. ; GRAUEL, B. ; KUZ, S. ; MITTENDORF, M. ; OBERL, M. ; SCHLICK, C. ; WILLE, M.: Kognitive Ergonomie – Erfassung des mentalen Zustands. In: *Tagungsband zum 60. GfA-Frühjahrskongress "Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft"*, TU und Hochschule München, 2014, S. 671–673
- [RHW86] RUMELHART, D. E. ; HINTON, G. E. ; WILLIAMS, R. J.: Learning representations by back-propagating errors. In: *Nature* 323 (1986), Oktober, Nr. 6088, 533–536. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1038/323533a0>. – DOI <http://dx.doi.org/10.1038/323533a0>. – Last accessed on 2014-12-07
- [RKR⁺01] RAGHAVACHARI, S. ; KAHANA, M. J. ; RIZZUTO, D. S. ; CAPLAN, J. B. ; KIRSCHEN, M. P. ; BOURGEOIS, B. ; MADSEN, J. R. ; LISMAN, J. E.: Gating of Human Theta Oscillations by a Working Memory Task. In: *The Journal of Neuroscience* 21 (2001), Nr. 9, 3175–3183. <http://www.jneurosci.org/content/21/9/3175.full.pdf+html>. – Last accessed on 2014-04-02
- [RM95] ROGERS, R. D. ; MONSELL, S.: Costs of a predictable switch between simple cognitive tasks. In: *Journal of Experimental Psychology: General* 124 (1995), Nr. 2, S. 207–231. – Last accessed on 2014-04-02

- [RMnB08] ROMERO, S. ; MAÑANAS, M. A. ; BARBANOJ, M. J.: A Comparative Study of Automatic Techniques for Ocular Artifact Reduction in Spontaneous EEG Signals Based on Clinical Target Variables: A Simulation Case. In: *Computers in Biology and Medicine* 38 (2008), Nr. 3, 348-360. <http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2007.12.001>. – DOI 10.1016/j.combiomed.2007.12.001. – ISSN 0010-4825

- [RN88] REID, G. B. ; NYGREN, T. E.: The subjective workload assessment technique: A scaling procedure for measuring mental workload. In: HANCOCK, P.A. (Hrsg.) ; MESHKATI, N. (Hrsg.): *Human Mental Workload*. North Holland, Amsterdam, 1988, S. 185–218

- [Rös01] RÖSLER, F.: *Enzyklopädie der Psychologie*. Bd. 1: Grundlagen und Methoden der Psychophysiologie. Hogrefe, 2001

- [RR75] ROHMERT, W. ; RUTENFRANZ, J.: Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen / Der Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung, Bonn. 1975. – Forschungsbericht

- [RRSG05] RAABE, M. ; RUTSCHMANN, R. M. ; SCHRAUF, M. ; GREENLEE, M. W.: Neural Correlates of Simulated Driving: Auditory Oddball Responses Dependent on Workload. In: SCHMORROW, D.D. (Hrsg.): *Foundations of Augmented Cognition*. Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Publishers, 2005, S. 1067–1076

- [RSHM15a] RADÜNTZ, T. ; SCOUTEN, J. ; HOCHMUTH, O. ; MEFFERT, B.: *Automated EEG Artifact Elimination via Machine Learning Algorithms applied on ICA-based Features*. 2015. – preprint

- [RSHM15b] RADÜNTZ, T. ; SCOUTEN, J. ; HOCHMUTH, O. ; MEFFERT, B.: EEG artifact elimination by extraction of ICA-component features using image processing algorithms. In: *Journal of Neuroscience Methods* 243 (2015), Nr. 0, 84 - 93. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2015.01.030>. – DOI <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2015.01.030>. – ISSN 0165-0270

- [San83] SANDERS, A. F.: Towards a Modell of Stress and Human Performance. In: *Acta Psychologica* 53 (1983), S. 61–97

- [San87] SANDWELL, D. T.: Biharmonic spline interpolation of GEOS-3 and SEASAT altimeter data. In: *Geophysical Research Letters* 14 (1987), Nr. 2, 139-142. <http://dx.doi.org/10.1029/GL014i002p00139>. – DOI 10.1029/GL014i002p00139. – ISSN 1944-8007. – Last accessed on 2014-11-26

- [SBG⁺07] SAMMER, G. ; BLECKER, C. ; GEBHARDT, H. ; BISCHOFF, M. ; STARK, R. ; MORGEN, K. ; VAITL, D.: Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded EEG-theta associated with mental arithmetic-induced workload. In: *Human Brain Mapping* 28 (2007), Nr. 8, 793-803. <http://dx.doi.org/10.1002/hbm.20309>. – DOI 10.1002/hbm.20309. – ISSN 1097-0193
- [SBL10] SCHLICK, C. ; BRUDER, R. ; LUCZAK, H.: *Arbeitswissenschaft*. Springer, 2010
- [SBZJ65] SUTTON, S. ; BRAREN, M. ; ZUBIN, J. ; JOHN, E. R.: Evoked-Potential Correlates of Stimulus Uncertainty. In: *Science* (1965), S. 1187–1188
- [Sch86] SCHÜTTE, M.: Zusammenstellung von Verfahren zur Ermittlung des subjektiven Beanspruchungserlebens bei informatorischer Belastung. In: *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 40 (1986), S. 83–89
- [Sch87] SCHÖNPFLUG, W.: Beanspruchung und Belastung bei der Arbeit - Konzepte und Theorien. In: KLEINBECK, U. (Hrsg.) ; RUTENFRANZ, J. (Hrsg.): *Arbeitspsychologie (Enzyklopädie der Psychologie, Themenbereich D)* Bd. 1. Hogrefe-Verlag, Göttingen, 1987, S. 130–184
- [SD96] SKURICHINA, M. ; DUIN, R. P. W.: Stabilizing classifiers for very small sample sizes. In: *Proceedings of the 13th International Conference on Pattern Recognition* Bd. 2, 1996. – ISSN 1051-4651, S. 891–896
- [Sei02] SEIFERT, K.: *Evaluation multimodaler Computer-Systeme in frühen Entwicklungsphasen. Ein empirischer Ansatz zur Ableitung von Gestaltungshinweisen für multimodale Computer-Systeme*, Technische Universität Berlin, Fakultät V: Verkehrs- und Maschinensysteme (TU Berlin), Diss., 2002
- [SGB⁺01] SMITH, M. E. ; GEVINS, A. ; BROWN, H. ; KARNIK, A. ; DU, R.: Monitoring Task Loading with Multivariate EEG Measures during Complex Forms of Human-Computer Interaction. In: *Human Factors* (2001). <http://dx.doi.org/10.1518/001872001775898287>. – DOI 10.1518/001872001775898287. – Last accessed on 2011-11-09
- [SJ04] SCHULTHEIS, H. ; JAMESON, J.: Assessing Cognitive Load in Adaptive Hypermedia Systems: Physiological and Behavioral Methods. In: NEIJDL, W. (Hrsg.) ; BRA, P. de (Hrsg.): *Adaptive Hypermedia and Adaptive Web-Based Systems*. Springer, 2004, S. 18–24
- [SSMWW13] SANBONMATSU, D. M. ; STRAYER, D. L. ; MEDEIROS-WARD, N. ; WATSON, J. M.: Who Multi-Tasks and Why? Multi-Tasking Ability, Perceived Multi-Tasking Ability, Impulsivity, and Sensation Seeking. In: *PLoS ONE* 8 (2013), 01, Nr. 1, e54402. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.>

- [pone.0054402](#). – DOI 10.1371/journal.pone.0054402. – Last accessed on 2014-04-02
- [ST08] SALVUCCI, D. D. ; TAATGEN, N. A.: Threaded cognition: An integrated theory of concurrent multitasking. In: *Psychological Review* 115 (2008), Jan, Nr. 1, 101-130. <http://dx.doi.org/10.1037/0033-295X.115.1.101>. – DOI 10.1037/0033-295X.115.1.101. – Last accessed on 2015-05-02
- [ST11] SALVUCCI, D. D. ; TAATGEN, N. A.: *The Multitasking Mind*. New York: Oxford University Press, 2011
- [Ste66] STERNBERG, S.: High-Speed Scanning in Human Memory. In: *Science* 153 (1966), Nr. 3736, 652-654. <http://pcl.missouri.edu/jeff/sites/pcl.missouri.edu/jeff/files/sternberg1966.pdf>. – Last accessed on 2014-04-02
- [Ste69] STERNBERG, S.: The discovery of processing stages: Extensions of Donders' method. In: *Acta Psychologica* 30 (1969), S. 276–315
- [Stö12] STÖGLEHNER, W. ; EDUCATION GROUP GMBH (Hrsg.): *Förderung exekutiver Funktionen durch Bewegung. Eine Lehrer/innen-Handreichung für die Schule*. Linz, Österreich: EDUCATION GROUP GMBH, 2012. <http://www.eduhi.at/dl/LehrerHandreichung.pdf>. – Last accessed on 2014-03-17
- [Str35] STROOP, J. R.: Studies of interference in serial verbal reactions. In: *Journal of Experimental Psychology* 18 (1935), Nr. 6, 643-662. <http://dx.doi.org/10.1037/h0054651>. – DOI 10.1037/h0054651. – Last accessed on 2014-04-02
- [Str01] STRÄTER, O.: Warum passieren menschliche Fehler und was kann man dagegen tun? In: *Forum Prävention AUVA - Allgemeine Unfallversicherungsanstalt*, Wien, 2001
- [SW96] SWETS, D. L. ; WENG, J.: Using discriminant eigenfeatures for image retrieval. In: *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 18 (1996), Nr. 8, S. 831–836. <http://dx.doi.org/10.1109/34.531802>. – DOI 10.1109/34.531802. – ISSN 0162-8828
- [TD73] TREISMAN, A. ; DAVIES, A.: Divided attention to eye and ear. In: KORNBLUM, S. (Hrsg.): *Attention and Performance* Bd. IV. Academic Press, New York, 1973, S. 101–117
- [Tho06] THOMAS, U.: Von der Wissensgesellschaft zur Bildungsgesellschaft: Bleibt Deutschland Exportweltmeister? (2006), Oktober. <http://library.fes.de/pdf-files/stabsabteilung/04151.pdf>. – Last accessed on 2011-11-03

- [TS06] TROUVAIN, B. ; SCHLICK, C. M.: Binaural Auditory Information Fusion for Effective Supervisory Control. In: *Proceedings of the IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems*. Heidelberg, 2006, S. 19–24
- [TS07] TROUVAIN, B. ; SCHLICK, C. M.: A Comparative Study of Multimodal Displays for Multirobot Supervisory Control. In: HARRIS, D. (Hrsg.): *Engineering Psychology and Cognitive Ergonomics*. Springer, 2007, S. 184–193
- [UHSE05] UNSWORTH, N. ; HEITZ, R. P. ; SCHROCK, J. C. ; ENGLE, R. W.: An automated version of the operation span task. In: *Behavior Research Methods* 37 (2005), Nr. 3, 498–505. <http://dx.doi.org/10.3758/BF03192720>. – DOI 10.3758/BF03192720. – ISSN 1554–351X. – Last accessed on 2014-04-02
- [VG93] VELTMAN, J. A. ; GAILLARD, A. W. K.: Pilot workload evaluated with subjective and physiological measures. In: BROOKHUIS, K.A. (Hrsg.) ; WEIKERT, C. (Hrsg.) ; MORAAL, J. (Hrsg.) ; DE WAARD, D. (Hrsg.): *Aging and Human Factors*, Traffic Research Centre (now Centre for Environmental and Traffic Psychology), University of Groningen, 1993. – Last accessed on 2013-12-17
- [VG94] VELTMAN, J. A. ; GAILLARD, A. W. K.: Evaluation of pilot workload in a simulated environment / TNO Human Factors Research Institute, Soesterberg. 1994. – Forschungsbericht
- [VG96a] VELTMAN, J. A. ; GAILLARD, A. W. K.: Physiological indices of workload in a simulated flight task. In: *Biological Psychology* 42 (1996), Nr. 3, 323–342. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05165-1](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05165-1). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05165-1](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05165-1). – ISSN 0301–0511
- [VG96b] VELTMAN, J. A. ; GAILLARD, A. W. K.: Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty / TNO Human Factors Research Institute. Version: 1996. <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?AD=ADA311411>. 1996. – Forschungsbericht. – Last accessed on 2014-01-24
- [Vid89] VIDULICH, M. A.: The use of judgment matrices in subjective workload assessment: the subjective workload dominance (SWORD) technique. In: *Human Factors Society 33rd Annual Meeting*, Santa Monica, CA: Human Factors Society, 1989, S. 1406–1410
- [Vil08] VILBRANDT, R.: *System zur Erfassung und Verarbeitung von Parametern im Rahmen des arbeitsphysiologischen Belastungs-Beanspruchungs-Konzeptes*, Institut für Automatisierungstechnik, Fakultät für Informatik und Elektrotechnik, Universität Rostock, Diss., 2008

- [vit11] VITAL.SERVICES GMBH: *vital.expertise professional*. 3. Leipzig, 2011. – Handbuch
- [VPH⁺04] VANHATALO, S. ; PALVA, J. M. ; HOLMES, M. D. ; MILLER, J. W. ; VOIPIO, J. ; KAILA, K.: Infraslow oscillations modulate excitability and interictal epileptic activity in the human cortex during sleep. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 101 (2004), Nr. 14, S. 5053–5057
- [VTE⁺09] VIOLA, F. C. ; THORNE, J. ; EDMONDS, B. ; SCHNEIDER, T. ; EICHELE, T. ; DEBENER, S.: Semi-automatic identification of independent components representing EEG artifact. In: *Clinical Neurophysiology* 120 (2009), Nr. 5, S. 868–877. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2009.01.015>. – DOI 10.1016/j.clinph.2009.01.015.
- [WA99] WEST, R. ; ALAIN, C.: Event-related neural activity associated with the Stroop task. In: *Cognitive Brain Research* 8 (1999), Nr. 2, 157 - 164. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0926-6410\(99\)00017-8](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0926-6410(99)00017-8). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/S0926-6410\(99\)00017-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0926-6410(99)00017-8). – ISSN 0926–6410. – Last accessed on 2014-04-02
- [Waa96] WAARD, D. de: *The measurement of drivers' mental workload*, University of Groningen, Traffic Research Centre, Haren, Netherlands, Diss., 1996
- [WC83] WIERWILLE, W. W. ; CASALI, J. G.: A Validated Rating Scale for Global Mental Workload Measurement Applications. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 27 (1983), Nr. 2, 129-133. <http://dx.doi.org/10.1177/154193128302700203>. – DOI 10.1177/154193128302700203
- [Wes04] WEST, R.: The Effects of Aging on Controlled Attention and Conflict Processing in the Stroop Task. In: *Journal of Cognitive Neuroscience* 16 (2004), Nr. 1, S. 103–113. <http://dx.doi.org/10.1162/089892904322755593>. – DOI 10.1162/089892904322755593
- [WF95] WILSON, G. F. ; FISHER, F.: Cognitive task classification based upon topographic EEG data. In: *Biological Psychology* 40 (1995), Nr. 1-2, 239–250. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05102-3](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05102-3). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05102-3](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(95)05102-3). – ISSN 0301–0511. – EEG in Basic and Applied Settings
- [WH99] WICKENS, C. D. ; HOLLANDS, J. G.: *Engineering Psychology and Human Performance*. 3rd ed. Upper Saddle River, New Jersey : Prentice-Hall, 1999
- [WHT11] WINKLER, I. ; HAUF, S. ; TANGERMANN, M.: Automatic Classification of Artifactual ICA-Components for Artifact Removal in EEG Signals. In:

- Behavioral and Brain Functions* 7:30 (2011). <http://dx.doi.org/10.1186/1744-9081-7-30>. – DOI 10.1186/1744-9081-7-30
- [Wic84] WICKENS, C. D.: *Engineering Psychology and Human Performance*. Charles E. Merrill Publishing Company, Columbus, 1984
- [Wil01] WILSON, G. F.: In-flight Psychophysiological Monitoring. In: FAHRENBURG, F. (Hrsg.) ; MYRTEK, M. (Hrsg.): *Progress in Ambulatory Monitoring*. Hogrefe and Huber, 2001, S. 435–454
- [Wil02a] WILSON, G. F.: An Analysis of Mental Workload in Pilots During Flight Using Multiple Psychophysiological Measures. In: *The International Journal of Aviation Psychology* 12(1) (2002), S. 3–18
- [Wil02b] WILSON, G. F.: Psychophysiological Test Methods and Procedures. In: CHARLTON, S.G. (Hrsg.) ; O'BRIEN, T.G. (Hrsg.): *Handbook of Human Factors Testing and Evaluation*, Lawrence Erlbaum Associates, 2002, S. 127–156
- [WL73] WEERTS, T. C. ; LANG, P. J.: The effects of eye fixation and stimulus and response location on the Contingent Negative Variation (CNV). In: *Biological Psychology* 1 (1973), Nr. 1, 1-19. [http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(73\)90010-0](http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(73)90010-0). – DOI [http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511\(73\)90010-0](http://dx.doi.org/10.1016/0301-0511(73)90010-0). – ISSN 0301-0511
- [WR03a] WILSON, G. F. ; RUSSELL, C. A.: Operator functional state classification using multiple psychophysiological features in an air traffic control task. In: *Human Factors* 45 (2003), S. 381–389
- [WR03b] WILSON, G. F. ; RUSSELL, C. A.: Real-time assessment of mental workload using psychophysiological measures and artificial neural networks. In: *Human Factors* 45 (2003), Nr. 4, 635-643. <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?AD=ADA422989>. – Last accessed on 2014-02-18
- [WRC85] WIERWILLE, W. W. ; RAHIMI, M. ; CASALI, J. G.: Evaluation of 16 Measures of Mental Workload using a Simulated Flight Task Emphasizing Mediation Activity. In: *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 27 (1985), Nr. 5, 489-502. <http://dx.doi.org/10.1177/001872088502700501>. – DOI 10.1177/001872088502700501
- [WS04] WILSON, G. F. ; SCHLEGEL, R. E.: Operator functional state assessment / North Atlantic Treaty Organisation (NATO), Research and Technology Organisation (RTO). 2004. – Forschungsbericht
- [WWFG11] WILD-WALL, N. ; FALKENSTEIN, M. ; GAJEWSKI, P. D.: Age-related differences in working memory performance in a 2-back task. In: *Frontiers in Psychology* 2 (2011), Nr. 186. <http://dx.doi.org/10.3389/fpsyg>.

- 2011.00186. – DOI 10.3389/fpsyg.2011.00186. – ISSN 1664–1078. – Last accessed on 2014-04-02
- [XS00] XIE, B. ; SALVENDY, G.: Review and reappraisal of modelling and predicting mental workload in single- and multi-task environments. In: *Work & Stress* 14(1) (2000), S. 74–99
- [YD08] YERKES, R. M. ; DODSON, J. D.: The Relation of Strength of Stimulus to Rapidity of Habit-Formation. In: *Journal of Comparative Neurology and Psychology* 18 (1908), 459-482. <http://psychclassics.yorku.ca/Yerkes/Law>. – Last accessed on 2011-11-03
- [ZCB04] ZELAZO, P. D. ; CRAIK, F. I. M. ; BOOTH, L.: Executive function across the life span. In: *Acta Psychologica* 115 (2004), Nr. 2-3, 167-183. <http://dx.doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.actpsy.2003.12.005>. – DOI <http://dx.doi.org/10.1016/j.actpsy.2003.12.005>. – ISSN 0001–6918
- [ZD85] ZIJLSTRA, F. R. H. ; DOORN, L. van: *The Construction of a Scale to Measure Perceived Effort*. University of Technology, 1985 <http://books.google.de/books?id=mRUQtwAACAAJ>
- [ZNBH02] ZSCHOCKE, S. ; NIEDERMEYER, E. ; KUBICKI, S. ; HANSEN, H. C.: *Klinische Elektroenzephalographie*. Springer, 2002. – ISBN 9783540419396

Abbildungsverzeichnis

2.1	Allgemeines Stufenmodell der menschlichen Informationsverarbeitung . .	8
2.2	Stufenmodell [McC79]	10
2.3	Kaskadenmodell [McC79]	11
2.4	Regulationsebenenmodell nach [Ras83]	12
2.5	Informationsverarbeitungsmodell nach [WH99]	14
2.6	Performance Operating Characteristic	14
2.7	Multiples Ressourcenmodell nach [WH99]	15
2.8	Kombiniertes Stufen- und Ressourcenmodell nach [San83]	16
2.9	Gedächtnissysteme [BC04]	17
2.10	Die fünf Codes des Gedächtnisses nach [Wic84]	18
2.11	Berufsklassifizierung auf Basis von fünf Dimensionen [HJF ⁺ 10]	22
2.12	Zusammenhang von Aktivierung und Leistung nach dem Gesetz von Yerkes-Dodson	25
2.13	Theoretischer Zusammenhang zwischen Anforderungen und Leistung [Waa96]	26
2.14	Modell des <i>mental workload</i> von Xie und Salvendy [XS00].	27
2.15	Kenngrößen der Beanspruchung [PTTG03].	28
2.16	De Waards Modell des <i>mental workload</i> [Waa96]	29
2.17	Zusammenhang von Anforderungen, psychischer Beanspruchung und Leistung [WS04]	30
2.18	Anforderungs-Beanspruchungs-Modell zur adaptiven Aufgabenverteilung [Lei11]	30
3.1	Beispiel NASA-TLX: (a) Paarvergleich der Dimensionen, (b) Rating der Dimension	36
3.2	Kapazitätsauslastung bei der Nebenaufgaben-Leistungsmessung [OE89] .	38
3.3	Das Elektroenzephalogramm – Signalausschnitt.	46
4.1	0-back-Aufgabe	55
4.2	2-back-Aufgabe	55
4.3	Einfache Sternberg-Aufgabe.	56
4.4	Serielle Sternberg-Aufgabe.	57
4.5	Stroop-Aufgabe	58
4.6	Switch-Aufgabe: (a) Numerischer Vergleich, (b) Vergleich gerade/ungerade	59
4.7	Die Switch-XXX-Aufgabe.	60
4.8	AOSPAN-Aufgabe: (a) Rechenaufgabe und zu merkender Buchstabe, (b) Buchstaben-Abfragefolie und Feedback [UHSE05]	62

5.1	Versuchsanordnung: Hardwareausstattung und Kommunikation zwischen Laborkammern und Kontrollraum	66
5.2	Vom IfADo umgebaute PC-Mäuse als Antworttasten: gelb – linker Mittelfinger, grün – linker Indexfinger, rot – rechter Indexfinger, blau – rechter Mittelfinger	66
5.3	(a) Elektroden-Layout der EEG-Kappe und Kanalzuordnung, (b) Präparation des Probanden zur Biosignalregistrierung	67
5.4	Zeitlicher Ablauf des Untersuchungstages	69
6.1	Beispiel einer Topoplot-Abbildung ohne Hintergrund in kreisförmiger 2D-Ansicht	73
6.2	Beispiele Artefakt-Topoplot-Muster bei zwei unterschiedlichen EEG-Kanalkonfigurationen. Obere Zeile: Topoplots einer 25-Kanal-Konfiguration; untere Zeile: Topoplots einer 30-Kanal-Konfiguration.	74
6.3	Verarbeitungskette für die automatisierte Artefaktbereinigung	75
6.4	Beispiele von Merkmalsbildern: Topoplot und Texturmerkmale.	77
6.5	Beispiele von Merkmalsbildern: Texturmerkmale.	78
6.6	Beispiele von Merkmalsbildern: Gradienten und Gaußsche Krümmung.	78
6.7	Vorgehen zur Klassifikatorberechnung	81
6.8	Abhängigkeit der LDA-Erkennungsraten von der Anzahl der benutzten Eigenvektoren für jedes der 15 Merkmale und die vier Abtastvarianten (blau 1:1, grün 1:2, rot 1:3, hellblau 1:4); die vertikale Linie markiert die hier gesetzte Grenze von 70 % der Gesamtanzahl der Eigenvektoren (Sortierung der Eigenvektoren nach der Größe ihrer Eigenwerte).	84
6.9	Beispiel eines kompletten IC-Sets aus 25 Topoplots mit dem Label eines Experten über jedem Topoplot. Unterschiedliche Klassifikationen durch die LDA sind mit einem grauen Rahmen versehen.	86
6.10	Bandpassgefiltertes Signal von der Fp1-Elektrode (rot) mit ausgeprägtem Lidschlagartefakt. Vom Experten bereinigtes Signal (blau) und automatisch anhand von Rangebildern (Abtastung 1:3) bereinigtes Signal (grün).	87
6.11	Signal-Rausch-Verhältnis (gemittelt).	88
6.12	ROC-Kurven zur empirischen Auswahl optimaler Parameter für das jeweilige Klassifikationsverfahren und Merkmal.	89
7.1	Die über alle Probanden und Aufgaben gemittelten Dimensionsgewichtungen des NASA-TLX.	97
7.2	Der über alle Probanden je Aufgabe gemittelte <i>workload index</i> aus dem NASA-TLX.	97
7.3	Links: Verteilung der Bewertungen für die NASA-TLX-Subskala Frustration je Aufgabe; rechts: die über alle Probanden gemittelten Werte der Dimension je Aufgabe.	99
7.4	Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Genauigkeitsraten.	100

7.5	Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten Werte: systolischer Blutdruck (links) und Herzrate (rechts).	101
7.6	Über alle Probanden und Segmente gemittelte Frequenzverläufe für die Elektroden Fz und Pz (1. und 3. Zeile: Gruppe 1; 2. und 4. Zeile: Gruppe 2; linke Spalte: mit Cz als Referenzelektrode; rechte Spalte: mit Rereferenzierung auf eine Durchschnittsreferenz).	104
7.7	Über alle Probanden und Segmente gemittelte θ - und α -Bandleistungen (linke Spalte: Gruppe 1, rechte Spalte: Gruppe 2).	106
7.8	Zeile 1: Häufigkeitsverteilungen der Bänderleistungen für 0-back (grün), Switch-XXX (blau) und Stroop (rot). Zeile 2: allgemeine Häufigkeitsverteilungen der Bänderleistungen über alle Aufgaben. Zeile 3: kumulative Verteilungsfunktionen der Bänderleistungen über alle Aufgaben. Linke Spalte: α -Band, rechte Spalte: θ -Band.	108
7.9	LFM-Beanspruchungsindex (hellblau) für die Aufgaben 0-back (a), Stroop (b) und AOSPAN (c). Rosafarbene Bereiche: <i>Low load</i> und <i>high load</i> ; blau: gleitender Mittelwert über 1 min berechnet; rot: Bereichsglättung über 1 min.	110
7.10	<i>z-scores</i> der Leistungen des α - (a) und θ -Bandes (b) von 25 Elektroden, gemittelt über alle Probanden und Segmente pro Aufgabe (1: 0-back, 2: 2-back, 3: Sternberg, 4: ser. Sternberg, 5: Stroop, 6: Switch-GER, 7: Switch-NUM, 8: Switch-XXX, 9: AOSPAN, 10: Anfangs-Ruhephase, 11: End-Ruhephase).	114
7.11	<i>Dual Frequency Head Maps</i> entstanden durch die räumliche Fusion der <i>z-scores</i> der Leistungen des α - und θ -Bandes aus Abb. 7.10 (a) und (b) (1: 0-back, 2: 2-back, 3: Sternberg, 4: ser. Sternberg, 5: Stroop, 6: Switch-GER, 7: Switch-NUM, 8: Switch-XXX, 9: AOSPAN, 10: Anfangs-Ruhephase, 11: End-Ruhephase).	115
7.12	Beispiele ausgewählter <i>Dual Frequency Head Maps</i> aus der Trainingsphase mit entsprechendem Expertenlabel.	115
7.13	DFHM-Beanspruchungsindex (hellblau) für die Aufgaben 0-back (a), Stroop (b) und AOSPAN (c) für den gleichen Probanden wie bei dem LFM aus Abb. 7.9. Die Bereiche <i>low load</i> und <i>high load</i> sind rosa hinterlegt.	117
7.14	LFM- (linke Spalte, hellblau) und DFHM-Beanspruchungsindex (rechte Spalte, hellblau) für die Ruhephase am Anfang (a) und am Ende (b). Rosafarbene Bereiche: <i>low load</i> und <i>high load</i> ; blau: gleitender Mittelwert über 1 min berechnet; rot: Bereichsglättung über 1 min.	118
7.15	Lineare Regression zwischen dem NASA-TLX und dem Anteil der HLS aus der DFHM-Methode über alle Aufgaben und Probanden.	120
7.16	Korrelationshöhe des Spearman-Rho-Koeffizienten zwischen den einzelnen Dimensionen des NASA-TLX und dem arithmetischen Mittel des DFHM-Indizes für die Aufgaben 0-back, Sternberg und AOSPAN über alle Probanden.	121

7.17	Lineare Regression zwischen dem NASA-TLX und der Genauigkeitsrate (links) sowie zwischen dem Anteil der HLS aus der DFHM-Methode und der Genauigkeitsrate (rechts) für alle Aufgaben und Probanden.	121
8.1	System zur Indexierung psychischer Beanspruchung.	126
8.2	Gegenüberstellung der über die 20 Probanden je Aufgabe gemittelten LLS- (links) und HLS-Anteile (rechts) für die manuell (rot) und maschinell (blau) artefaktbereinigten Signale.	127
8.3	Die Stopp-Signal-Aufgabe.	128
8.4	Je Aufgabe gemittelte LLS- (links) und HLS-Anteile (rechts) über acht Probanden; rot: manuell artefaktbereinigte Signale und blau: maschinell artefaktbereinigte Signale.	129

Tabellenverzeichnis

3.1	Beanspruchungsdimensionen vom NASA-TLX, Übersetzung [Sei02]	35
3.2	Evaluation des NASA-TLX aus dem INTEGRA-Projekt [CNP ⁺ 04]	37
3.3	Gehirnregionen und ihre Funktion [Leh09]	44
3.4	EEG-Frequenzbänder	46
4.1	Verwendete Aufgaben und ihre vorrangige Beanspruchungsquelle. Das x entspricht der Stärke der Inanspruchnahme der jeweiligen exekutiven Funktion.	54
5.1	Altersabhängige Geschlechtsverteilung der untersuchten Stichprobe	70
5.2	Altersangaben der untersuchten Stichprobe	70
6.1	Zuordnung der verwendeten Bezeichnungen der Merkmalsbilder.	78
6.2	Abtastung der Merkmalsbilder und ihre jeweilige Pixelanzahl.	79
6.3	Verwendete Datenmenge bei der Auswahl geeigneter Merkmalsbilder mittels LDA.	82
6.4	Erkennungsraten der LDA für die getesteten Merkmalsbilder: Mittelwert (%) über 50 kreuzvalidierte Ergebnisse und Varianz (in Klammern).	85
6.5	Optimale Parameter je Klassifikationsverfahren und Merkmal (N: Anzahl der Eigenvektoren, λ : Regularisierungsparameter, C: SVM-Regularisierung, σ : Kernelbreite, units: Neuronenanzahl der verdeckten Schicht)	88
6.6	Gemittelte Ergebnisse (%) und Standardabweichungen (in Klammern) für die optimalen Parameter der Klassifikator-Tunings je Merkmal.	90
6.7	Ergebnisse (%) aus der Validierung der Klassifikatoren je Merkmal.	90
6.8	Übereinstimmung (%) der automatisierten Klassifikation anhand von Rangebildern mit den Experten und Übereinstimmung (%) der Experten untereinander.	91
6.9	Übereinstimmung (%) der automatisierten Klassifikation mittels Rangebildern mit einem Experten auf Daten aus einer kleinen Versuchsreihe.	91
6.10	Rechenzeiten einzelner Module der Verarbeitungskette.	92
7.1	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung des Schwierigkeitsgrades der einzelnen Aufgaben beim NASA-TLX.	98
7.2	Zuordnung der verwendeten Bezeichnungen zu den Aufgaben.	98
7.3	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der Genauigkeitsraten der einzelnen Aufgaben.	100

7.4	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung des Blutdrucks bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	102
7.5	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der Herzrate bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	102
7.6	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der θ -Bandleistung bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	105
7.7	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der α -Bandleistung bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	105
7.8	Die über alle Probanden gemittelten p-Werte der Aufgaben für das α - und θ -Band.	109
7.9	Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten prozentualen Anteile an LLS und HLS anhand des LFM.	109
7.10	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der LLS-Anteile des LFM bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	111
7.11	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der HLS-Anteile des LFM bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	111
7.12	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der LLS-Anteile der DFHM-Methode bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	116
7.13	Signifikanzschwellen für die Unterscheidung der HLS-Anteile der DFHM-Methode bei der Lösung der einzelnen Aufgaben.	118
7.14	Die über alle Probanden je Aufgabe gemittelten prozentualen Anteile an LLS und HLS anhand der DFHM-Methode.	119
7.15	Anzahl signifikanter Unterschiede zwischen den Aufgaben für die hier angewandten Methoden.	119
7.16	Bivariate Korrelationen zwischen den kardiovaskulären Parametern Herzrate und systolischer Blutdruck und der subjektiv erfassten Beanspruchung, der anhand der DFHM erfassten Beanspruchung und der Leistung.	122
7.17	Bivariate Korrelationen zwischen der Beanspruchungsdiagnostik mittels DFHM-Methode und den kardiovaskulären Parametern, der subjektiv erfassten Beanspruchung und der Leistung.	122
8.1	Altersangaben der untersuchten Stichprobe der Versuchsreihe.	128
8.2	Rechenzeiten einzelner Module des neuen Systems.	130

Danksagung

Mein Dank gilt zunächst der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, die mir die Möglichkeit eröffnete, im Rahmen meiner Arbeitstätigkeit in der Gruppe 3.4 „Mentale Gesundheit und kognitive Leistungsfähigkeit“ unter der Leitung von Frau Dr. Gabriele Freude, zu promovieren. Die wissenschaftlichen Vorarbeiten der Fachgruppe bilden die Grundlage dieser Arbeit. Besonderer Dank gilt in dem Rahmen allen Kollegen, die bei der Konzeption und Durchführung der experimentellen Untersuchungen aktiv mitgearbeitet haben.

Die letzten vier Jahre hatte ich die Gelegenheit, mit wunderbaren Menschen in Berlin zusammenzukommen, die ein offenes Ohr für fachliche Diskussionen hatten, bei organisatorischen Problemen behilflich waren, die viele hilfreiche Impulse gaben sowie meine Ideen kritisch hinterfragten und nicht zuletzt sich viel Zeit genommen haben, um diese Arbeit zu lesen und zu revidieren. Ihnen allen möchte ich herzlichst danken.

Frau Prof. Dr. Beate Meffert danke ich von ganzem Herzen. Seit Beginn meines Studiums der Informatik, über die Betreuung meiner Diplomarbeit bis zur Abgabe meiner Dissertation erhielt ich von ihr jede erdenkliche, hilfreiche Unterstützung und durfte viele anregende Diskussionen mit ihr führen. Bei der Erstellung dieser Arbeit gewährte sie mir ausreichend Freiheit zur Forschung und lenkte mich sanft mit ihrem kompetenten Rat in die richtigen Bahnen. Jede Phase dieser Arbeit wurde von ihr intensiv und professionell begleitet. Ihre Hilfe kam mir über die vergangenen 13 Jahre in zahlreichen Angelegenheiten sehr zugute. Sie ist die beste „Doktormutter“, die man sich wünschen kann.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- ich die vorliegende Dissertationsschrift „Kontinuierliche Bewertung psychischer Beanspruchung an informationsintensiven Arbeitsplätzen auf Basis des Elektroenzephalogramms“ selbstständig und ohne unerlaubte Hilfe angefertigt sowie nur die angegebene Literatur verwendet habe,
- ich mich nicht bereits anderwärts um einen Doktorgrad beworben habe oder ich einen solchen besitze und
- mir die Promotionsordnung der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin (veröffentlicht im Amtlichen Mitteilungsblatt der Humboldt-Universität Nr. 34/2006) bekannt ist.

Berlin, den 26.08.2015

Thea Radüntz